



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ENERGETICKÝ ÚSTAV

ENERGY INSTITUTE

SIMULÁTOR DÝCHÁNÍ

BREATHING SIMULATOR

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

David Stejskal

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. František Lízal, Ph.D.

BRNO 2017

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Energetický ústav
Student:	David Stejskal
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	Ing. František Lízal, Ph.D.
Akademický rok:	2016/17

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Simulátor dýchání

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Úkolem studenta bude zpracovat realistické průběhy dechových cyklů pro pět plicních laloků. Údaje získá na základě studia literatury, případně ze spirometrických měření. Data poté zpracuje do formy vhodné pro zadání a naprogramuje je do simulátoru dýchání. Provede také experimentální ověření, že simulátor dýchání pracuje správně.

Cíle bakalářské práce:

- Nastudovat průběh dýchacího cyklu a rozdělení průtoku vzduchu do jednotlivých plicních laloků.
- Vybrat a zpracovat několik typických dechových cyklů pro jednotlivé plicní laloky.
- Naprogramovat zpracované průběhy dýchání do simulátoru dýchání.
- Ověřit správnou funkčnost simulátoru se zadanými průběhy dýchání.

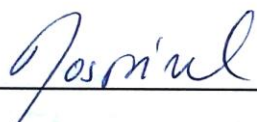
Seznam doporučené literatury:

FENN, W., RAHN, H. eds.: Handbook of physiology. Section 3: Respiration. American Physiological Society, Waverly Press, Baltimore, 1964.

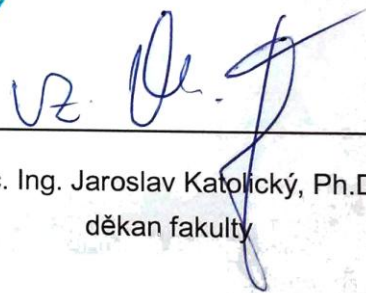
KACMAREK, R. M., STOLLER, J. K., HEUER A. J.: Egans Fundamentals of Respiratory Care, Elsevier, St. Louis, 2013.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2016/17

V Brně, dne



doc. Ing. Jiří Pospíšil, Ph.D.
ředitel ústavu



doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Cílem této práce bylo vytvořit realistické dechové cykly pro simulátor dýchání a následně funkčnost simulátoru ověřit. První část práce byla pojata jako obecný úvod do problematiky dýchání. Tato část popisuje stavbu plic, mechaniku dýchání a zabývá se plicními objemy. Předmětem studie byly také významné faktory, které ovlivňují dýchání člověka. Zpracování získaných dat a vytvoření dechových cyklů pro simulátor dýchání je popsáno v druhé části této práce. Vytvořeno bylo celkem 5 specifických dechových průběhů. Součástí druhé části práce je také experimentální ověření funkčnosti simulátoru dýchání.

ABSTRACT

The purpose of this thesis was to create realistic breathing cycles for breathing simulator and then to verify the functionality of the simulator. The first section of this thesis was conceived as an general introduction to problematics of breathing. This section describes the construction of the lungs, the breathing mechanism and lung volumes. The subject of this study were also important factors that affect human respiration. Processing of acquired data and creation of breathing cycles for breathing simulator is described in the second section of this thesis. Five specific breathing patterns were created. The experimental verification of the breathing simulator functionality is part of the second section.

KLÍČOVÁ SLOVA

Lidské plíce, plicní objemy, plicní laloky, dechový simulátor, simulátor plic, simulace dechových cyklů, regionální plicní ventilace.

KEYWORDS

Human lungs, lung volumes, lung lobes, breathing simulator, lung simulator, simulations of respiratory cycles, regional ventilation in human lungs.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

STEJSKAL, D. *Simulátor dýchání*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 53 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. František Lízal, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Simulátor dýchání vypracoval samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených na seznamu, který tvoří přílohu této práce.

20. května 2017

.....
David Stejskal

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji tímto Ing. Františku Lízalovi, Ph.D. za cenné připomínky a rady při vypracování bakalářské práce. Zde publikované výsledky jsou výstupem výzkumné a vědecké činnosti NETME Centre, regionálního výzkumného a vývojového centra vybudovaného z finančních prostředků Operačního programu Výzkum a vývoj pro inovace v rámci projektu NETME Centre (Nové technologie pro strojírenství), Reg. č.: CZ.1.05/2.1.00/01.0002 a podporovaného v navazující fázi udržitelnosti prostřednictvím projektu NETME CENTRE PLUS (LO1202) za finančního přispění Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy v rámci účelové podpory programu "Národní program udržitelnosti I".

OBSAH

1. ÚVOD	11
1.1 Rozbor zadání a stanovení cílů	11
2. PLÍCE A DÝCHÁNÍ	12
2.1 Anatomie plic	12
2.2 Plicní ventilace	13
2.3 Plicní objemy	15
2.4 Metody měření plicních objemů a zobrazování plic	17
2.5 Heterogenita plic a faktory ovlivňující dýchání.....	18
3. VENTILAČNÍ PORUCHY A JEJICH VLIV NA DÝCHÁNÍ.....	20
3.1 Astma	21
3.1.1 Vliv astmatu na plíce a na plicní objemy	22
3.2 Rakovina plic	22
3.2.1 Vliv rakoviny na funkčnost plic a plicní objem	24
3.3 Emfyzém plic	24
3.3.1 Vliv emfyzému na funkčnost plic a plicní objemy	25
4. PRŮBĚHY DECHOVÝCH CYKLŮ	26
4.1 Klidové dýchání	26
4.1.1 Klidové dýchání: analýza dechového cyklu.....	26
4.1.2 Klidové dýchání: rozdělení vzduchu v plicních lalocích	28
4.2 Dechový manévr pro určení inspirační kapacity.....	29
4.2.1 Dechový manévr: analýza průběhu	30
4.2.2 Dechový manévr: rozdělení vzduchu v plicních lalocích	31
4.3 Simulátor plic	34
4.3.1 Zpracování dat pro simulátor plic	34
4.3.2 Experimentální ověření funkčnosti simulátoru	36

5. ZÁVĚR.....	42
SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	43
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A VELIČIN.....	47
PŘÍLOHY	48
Příloha A.....	48
Příloha B.....	53

1. ÚVOD

Lidské tělo je velmi složitý a energeticky náročný organismus. energii tělo přijímá z okolí nebo si ji samo vytváří z potravy štěpením složitých molekul na jednodušší. Významným reaktantem, který vstupuje do těchto chemických reakcí, je kyslík. Aby tedy lidské tělo mohlo vytvářet dostatečné množství energie, potřebuje neustálý přísun kyslíku. A právě ten zajišťuje dýchací soustava (1).

Kyslík se do těla dostává vdechováním okolního (atmosférického) vzduchu. Ten je kyslíkem tvořen přibližně z jedné pětiny. V plicích se kyslík váže na krev, která jej transportuje až k jednotlivým buňkám. Buňky za pomoci kyslíku produkují molekuly ATP (Adenosintrifosfát), jejichž štěpením se uvolňuje již zmiňovaná energie. Příjem kyslíku ovšem není jediný význam dýchání. Při výdechu jsou z těla odváděny odpadní produkty v čele s oxidem uhličitým. Dýchání je proto velmi důležitý a složitý proces, bez kterého by lidské tělo nemohlo fungovat.

Hlavním orgánem celé dýchací soustavy jsou plíce, do kterých při každém nádechu proudí vzduch. Proudění vzduchu do jednotlivých částí plic lze simulovat díky unikátnímu simulátoru plic, který byl vytvořen na Fakultě strojního inženýrství Vysokého učení technického v Brně.

1.1 Rozbor zadání a stanovení cílů

Hlavním cílem práce je zanalyzovat a zpracovat několik dechových průběhů a převést je do simulátoru plic. Simulátor plic najde uplatnění zejména v kombinaci s realistickým modelem plic. Proud vzduchu ze simulátoru může být přiveden do modelu plic, ve kterém lze sledovat usazování částic v jednotlivých částech modelu. Tímto způsobem lze například posoudit, zda se léčiva z inhalátorů dostávají do postižených oblastí plic. Aby se ovšem usazování částic v modelu plic blížilo realitě, je nezbytné vypracovat několik realistických dechových cyklů.

Simulátor plic dokáže simulovat dýchání člověka na úrovni jednotlivých plicních laloků. Pro vytvoření realistických dechových průběhů se musí zohlednit faktory ovlivňující plicní objemy, rozdělení vdechovaného vzduchu mezi plicní laloky a v neposlední řadě i plicní onemocnění a jejich dopad na funkčnost plic.

U experimentálního ověření funkčnosti simulátoru plic je hlavním cílem stanovit, zda simulátor funguje správně a jak jeho funkčnost ovlivní elektronicky řízené uzavírání a otevírání ventilů, které jsou součástí simulátoru plic.

2. PLÍCE A DÝCHÁNÍ

Životně důležitá výměna plynů mezi organismem a okolním prostředím probíhá v plicích. Následující kapitola se věnuje anatomii plic, mechanismu dýchání, plicním objemům, jejich měření a v neposlední řadě také důležitým faktorům, které ovlivňují dýchání zdravého člověka.

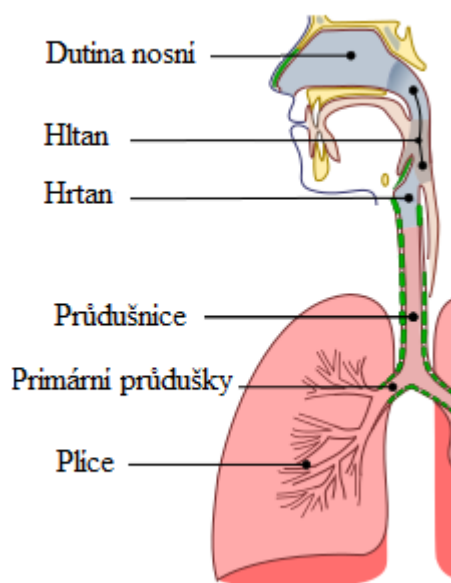
2.1 Anatomie plic a dýchací soustava člověka

Plíce (latinsky pulmo) jsou párový orgán, ve kterém dochází k výměně plynů mezi vdechnutým vzduchem a krví. Plíce jsou jedním z největších orgánů v lidském těle a u dospělých jedinců zaujímají objem kolem 4 litrů (1). Navzdory velkým rozměrům mají plíce poměrně nízkou hmotnost, která se obvykle pohybuje v rozmezí od 350 do 750 gramů (1). Plíce jsou uloženy v horní polovině hrudního koše a ze spodní strany jsou oddělené bránicí od orgánů trávicího ústrojí. Plíce jsou rozdělené na pravou plíci a levou plíci mezihrudní přepážkou (mediastinum), ve které je uloženo srdce (cor) a osrdečník (pericardium). Srdce je v mezihrudní přepážce vychýlené na levou stranu, takže mezihrudní přepážka nedělí plíce symetricky. Kvůli tomu má pravá plíce asi o 10 % větší objem, než plíce levá (1).

Každá plíce je tvořena plicními laloky (obr. 2.3). Větší pravá plíce sestává ze tří laloků: z laloku horního (RUL, lobus superior), středního (RML, lobus medius) a z laloku dolního (RLL, lobus inferior). Menší levá plíce je rozdělena pouze na horní lalok (LUL, lobus superior) a dolní lalok (LLL, lobus inferior). Plicní laloky na sebe naléhají, ale jelikož jsou navzájem oddělené, tak mezi nimi nedochází k proudění vzduchu. Na povrchu plic jsou v místě styku jednotlivých laloků patrné tzv. mezilalokové rýhy. Plicní laloky se dále dělí na plicní segmenty. V levé plíci je těchto segmentů osm a v pravé plíci deset (1).

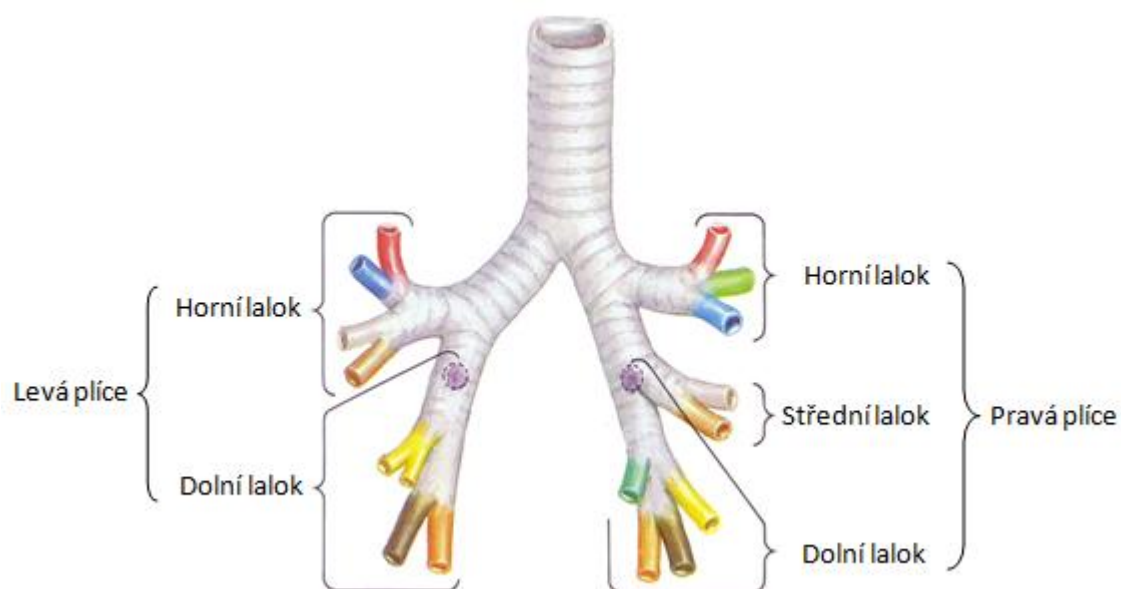
Vzduch z okolí se do plic dostává prostřednictvím dýchací soustavy (obr. 2.1), kterou tvoří horní a dolní cesty dýchací. Horní cesty dýchací zahrnují dutinu nosní (cavitas nasi) a hltan (pharynx). Při dýchání dochází v horních cestách dýchacích k filtraci nečistot, ohřívání a sycení vdechnutého vzduchu vodní parou. Dolní cesty dýchací tvoří hrtan (larynx), průdušnice (trachea) a větvící se průdušky (bronchy) (2).

Vzduch do plic přivádí průdušnice. Ta se dělí na dvě primární průdušky, které se zanořují do plic. Průdušky se v plicích větví a vytvářejí takzvaný průduškový strom. Primární průdušky se člení na lalokové průdušky (bronchi lobares).



Obr. 2.1 Dýchací soustava člověka (převzato z: (31), upraveno)

Vzduch do každého plicního laloku přivádí právě jedna laloková průduška (obr. 2.2). Jednotlivé plicní laloky jsou vymezeny dalším větvením příslušných lalokových průdušek. Lalokové průdušky se větví a vytvářejí hustou síť menších průdušek, které nakonec přecházejí v průdušinky (bronchioly). Nejmenší průdušinky na konci konduktivní oblasti, která slouží k vedení vzduchu, se označují jako terminální průdušinky. Ty přivádějí vzduch do plicních sklípků (alveoly), ve kterých dochází k difúzi plynů mezi krví a přivedeným vzduchem. Vdechovaný vzduch obsahuje asi 21 % kyslíku, který v plicích přechází do krve. Krev se v plicích naopak zbavuje oxidu uhličitého, který je při výdechu odveden pryč z těla (1).



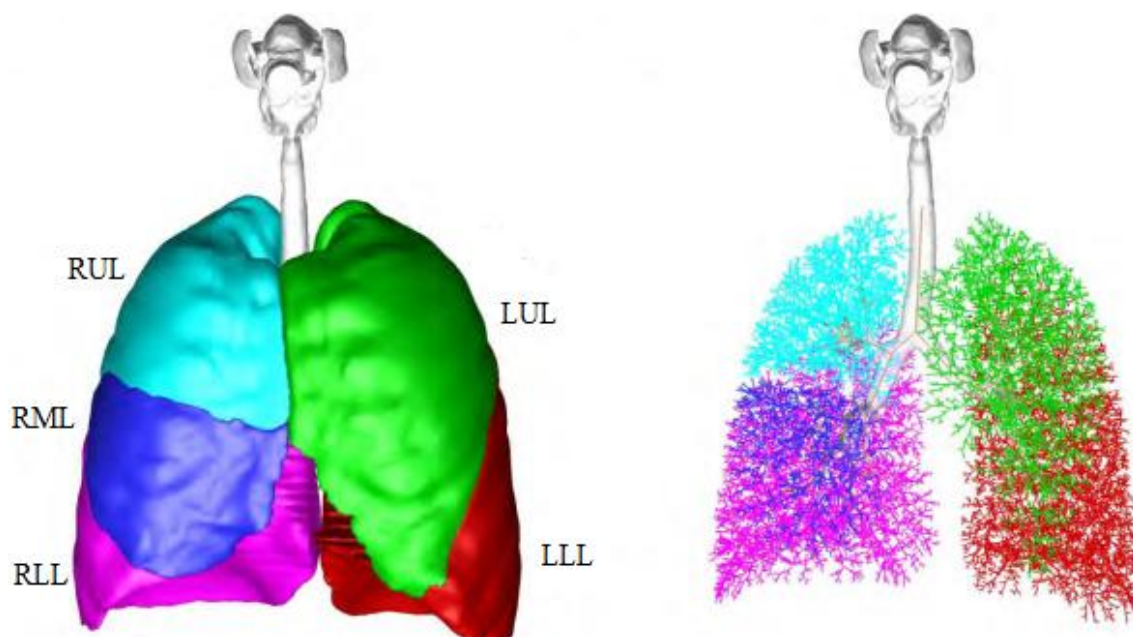
Obr. 2.2 Větvení průdušek na úroveň plicních laloků (levá plic dva, pravá plic tři) a plicních segmentů (levá plic osm, pravá plic deset), (převzato z: (32), upraveno)

2.2 Plicní ventilace

Pro pochopení mechaniky dýchání je nezbytné znát vzájemný vztah mezi plicemi a hrudní stěnou, která obklopuje velkou část plic. Plice i hrudník jsou elastické a v místě vzájemného styku jsou pokryté vazivovitými blánami. Hrudník je vystlán pohrudnicí, plice jsou pokryté poplicnicí, a prostor mezi těmito membránami vyplňuje malé množství tekutiny. Díky tomu po sobě mohou obě membrány plynule klouzat a zároveň je mezi nimi silná přilnavost (2).

Plicní tkáň je neustále natažená, ale vlivem tzv. retrakční síly plic má tendenci se smršťovat. Retrakční síla plic je z velké části způsobena elasticitou plic. Spolu s retrakční silou na plice působí také síla hrudní stěny, která naopak plice roztahuje. Po běžném výdechu je retrakční síla plic a síla roztahující hrudník v rovnováze. Tyto síly ovšem způsobují, že plice a hrudní stěna se od sebe i po výdechu odtahují a tlak mezi nimi (interpleurální tlak) je nižší, než atmosférický tlak (podtlak) (1).

Při klidovém stavu (těsně po výdechu) odpovídá tlak v plicích atmosférickému tlaku. Při nádechu (inspiraci) člověk zapojuje dýchací svaly (zejména bránici a mezižeberní dýchací svaly), což se projeví zvětšením objemu hrudníku. Bránice funguje jako píst a pohybuje se při nádechu směrem dolů, zatímco mezižeberní svaly se stahují a zvedají hrudník. Spolu s hrudníkem se při nádechu zvětšuje také objem plic. Příčinou je již zmiňovaná vysoká přilnavost a podtlak v dutině mezi hrudní stěnou a plicemi. Ze stavové rovnice pro ideální plyny je patrné, že zvětšení objemu vede při konstantní teplotě a konstantním počtu molekul plynu ke snížení tlaku. Tento děj nastává i při dýchání a proto při nádechu vzniká v plicích podtlak. Plicní tlak a atmosférický tlak se vyrovná tím, že do plic začne proudit vzduch z okolí přes dýchací soustavu (2).



Obr. 2.3 Rozdělení plic na jednotlivé laloky a větvení lalokových průdušek (převzato z (35), upraveno)

Na konci nádechu dýchací svaly přestávají působit. Plíce se vlivem vlastní retrakční síly začnou zmenšovat, vznikne v nich přetlak a vzduch začne proudit ven z plic. Spolu s plicemi se zmenšuje také objem hrudníku. Dýchací svaly tedy výdech (expiraci) nevyvolají a naopak zpomalují jeho průběh. Při nuceném výdechu lze samozřejmě dýchacími svaly výdech podpořit a výrazně jej urychlit. Po výdechu se tlak v plicích vrátí na hodnotu atmosférického tlaku a cyklus se opakuje.

Do plicních sklípků, ve kterých probíhá výměna plynů, se dostane vždy jen část objemu vdechovaného vzduchu. Část vdechnutého vzduchu zůstane po nádechu v dýchacích cestách. Objem vzduchu v této zóně, která se označuje jako mrtvý prostor, je asi 150 ml. Tento vzduch vydechneme zpět bez jeho využití (1).

2.3 Plicní objemy

Aby bylo možné monitorovat funkčnost plic, používají se různé plicní objemy. Plicní objemy jsou vždy jednoznačně definované a určují množství vzduchu v plicích v určitém stavu (obr. 2.4). Plicní objemy lze rozdělit na statické a dynamické (3). Při měření statických plicních objemů se nezohledňuje čas a určuje se pouze množství vzduchu. Dynamické objemy na čas závisí a slouží k určení průtoku vzduchu plícemi. Abnormality statických i dynamických plicních objemů informují o možných poruchách ventilace plic.

Objemy plic jsou pro každého člověka individuální a závisí na mnoha faktorech. Mezi významné faktory patří například výška, hmotnost, věk, pohlaví, trénovanost, zdravotní stav, ale také nadmořská výška, ve které jedinec žije (4). Konkrétní vlivy těchto faktorů jsou popsány v podkapitole 2.5 a průměrné hodnoty plicních objemů jsou uvedeny v podkapitole 4.2.

Významné plicní objemy (1, 3):

Dechový objem plic (TV, V_t , Tidal volume): Množství plynů, které při jednom nádechu vnikne do plic, respektive množství vzduchu uvolněného při jednom normálním výdechu. Dechový objem plic se měří při klidném a nenuceném dýchání.

Residuální objem plic (RV, Residual volume): Objem vzduchu, který zůstane v plicích po maximálním výdechu. Ani veškerým úsilím totiž nelze vydechnout všechnen vzduch z plic.

Inspirační rezervní objem plic (IRV, Inspiratory vital capacity): Množství vzduchu, které lze po normálním nádechu s maximálním úsilím ještě vdechnout.

Inspirační kapacita plic (IC, Inspiratory capacity): Maximální objem vzduchu, který lze po klidném výdechu vdechnout. Je dán součtem IRV a TV.

Exspirační rezervní objem plic (ERV, Expiratory reserve volume): Objem vzduchu, který zůstane po běžném (pasivním) výdechu v plicích, a který lze aktivním výdechem vydechnout. Aktivním výdechem se rozumí nucený výdech, při kterém člověk úmyslně zapojuje dýchací svaly.

Vitální kapacita plic (VC, Vital capacity): Maximální objem vzduchu, který lze po hlubokém nádechu vydechnout, respektive objem vzduchu, který lze po maximálním výdechu vdechnout. Objem je dán součtem objemů IRV, ERV a TV.

Celková kapacita plic (TLC, Total lung capacity): Celkový objem vzduchu, který po maximálním nádechu zůstane v plicích. Je dán součtem objemů VC a RV.

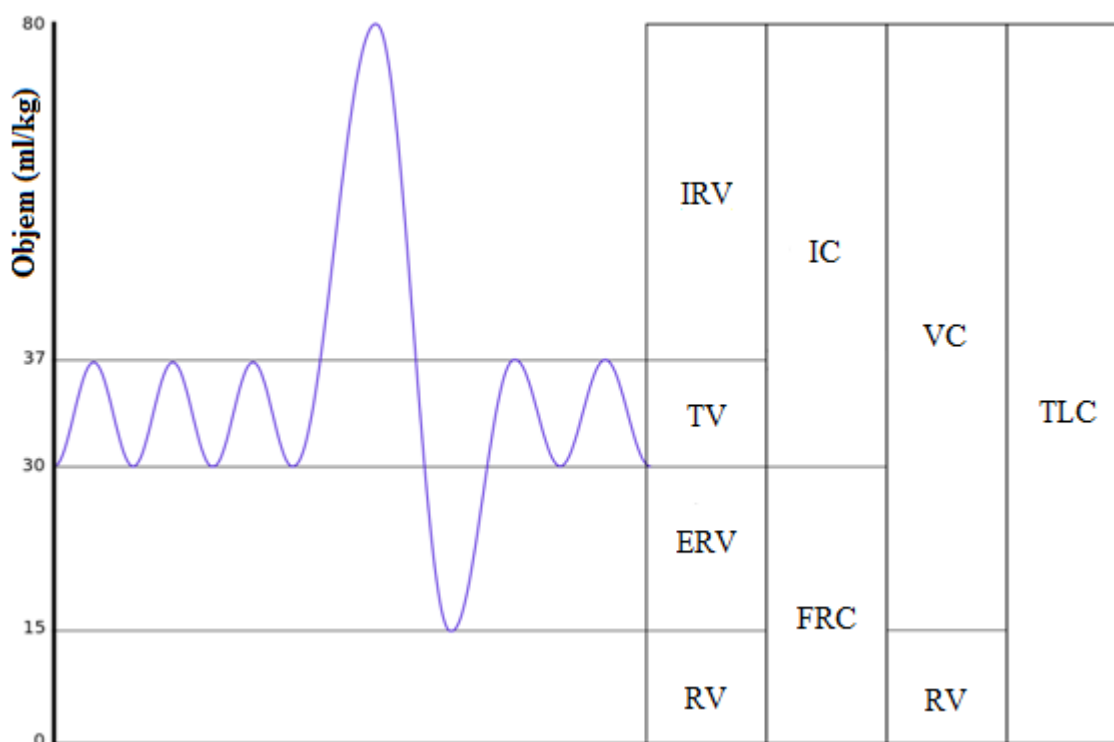
Funkční residuální kapacita plic (FRC, Functional residual capacity): Objem vzduchu, který zůstane po běžném (nenuceném) výdechu v plicích. Je dán součtem objemů ERV a RV.

Usilovná vitální kapacita plic (FVC, Forced vital capacity): Maximální objem vzduchu, který lze po hlubokém nádechu prudce vydechnout. Na rozdíl od VC, které se měří při klidném dýchání, se FVC měří při usilovném a prudkém výdechu. FVC je dynamická hodnota.

Vteřinová vitální kapacita plic (FEV₁, Forced expiratory volume): představuje objem vydechnutého vzduchu za první sekundu usilovného výdechu. FEV₁ je dynamická hodnota a udává se jako procentuální část FVC.

Ventilace plic: objem vzduchu vdechnutý za minutu. Vypočítá se jako součin počtu nádechů za minutu (dechová frekvence) a objemu vdechnutého vzduchu na jeden nádech (TV). Ventilace plic je dynamická hodnota.

Dechový mrtvý prostor (V_d): Objem vzduchu, který se nedostane do plicních sklípků. Vzduch zůstane po nádechu v dýchacích cestách, takže u něj nedochází k výměně plynů s krví.

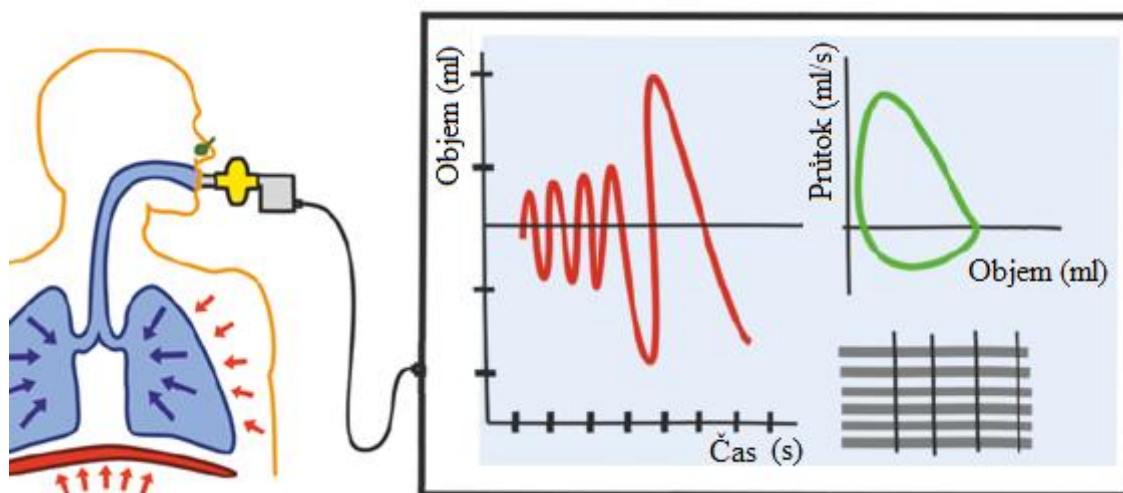


Obr. 2.4 Grafické znázornění statických plicních objemů (dechový objem TV, residuální objem RV, inspirační rezervní objem IRV, expirační rezervní objem ERV, funkční residuální kapacita FRC, vitální kapacita VC, celková kapacita TLC). (převzato z: (33), upraveno)

2.4 Metody měření plicních objemů a zobrazování plic

Data shromážděná pro simulátor plic v kapitole 4 pochází z několika studií, při kterých byly použity různé měřicí metody. Následující kapitola se věnuje popisu a zhodnocení použitých metod.

Měření plicních objemů lze realizovat různými metodami. Vůbec nejrozšířenější měřicí metodou je spirometrie, která se používá při běžném funkčním vyšetření plic (3). Pro spirometrické měření je zapotřebí speciální zařízení zvané spirometr. Vyšetření probíhá ve vzpřímené poloze vsedě. Vyšetřovaný má kolíček na nose a náustek spirometru v ústech, přes který podle pokynů lékaře dýchá. Výstupem spirometrického vyšetření je spirogram. Podle typu měření znázorňuje spirogram buď grafickou závislost objemu vzduchu na čase (křivka objem/čas), nebo závislost průtoku vzduchu na objemu (křivka průtok/objem) (3). Spirometrie vede ke zjištění většiny důležitých plicních objemů. Residuální objem plic, funkční residuální kapacitu a mrtvý prostor plic ovšem spirometrem změřit nelze (1).



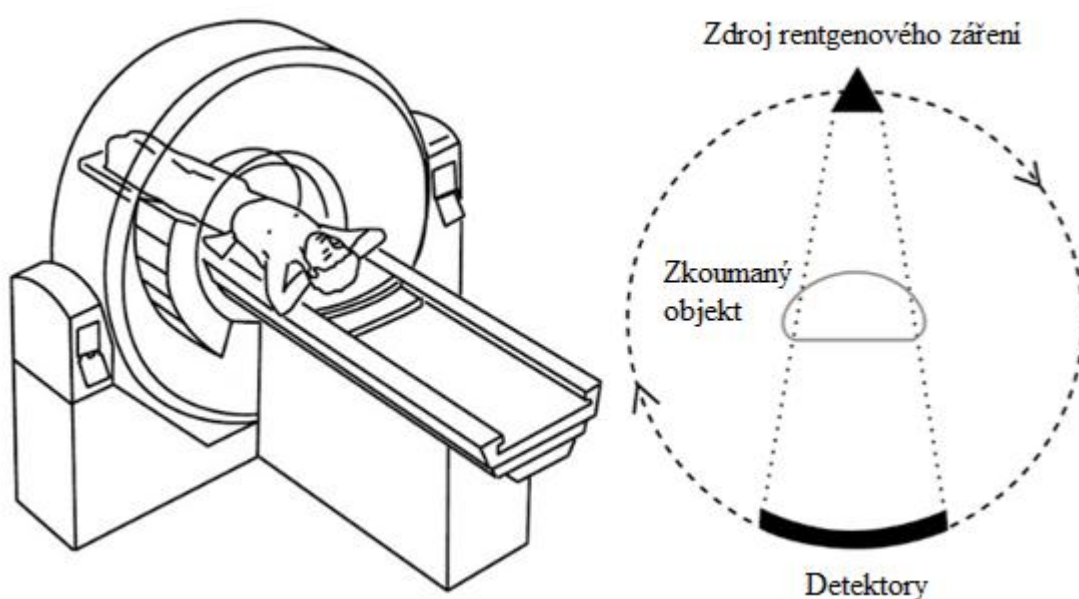
Obr. 2.5 Schéma digitální spirometrie a zaznamenávaných křivek objem/čas (červená) a průtok/objem (zelená), (převzato z: (34), upraveno)

Běžná spirometrie je vhodná pro určení plicních objemů nebo pro kvantitativní a kvalitativní zhodnocení funkce plic. Výstupem jsou ovšem hodnoty pro plíce jako pro celek. Pro zkoumání jednotlivých částí plic se proto používají jiné měřicí metody.

Další metodou, která umožňuje detailnější analýzu plic, je snímkování pomocí výpočetní tomografie (CT). Výpočetní tomografie k zobrazení plic (popřípadě jiných orgánů) využívá rentgenové záření. Při CT vyšetření je pacient umístěn vleže do speciálního přístroje, ve kterém jej po kruhové trajektorii obíhá elektronka vyzařující rentgenové záření a detektory, které záření procházející snímaným objektem zaznamenávají (7). Vyšetření plic metodou CT podstupují obvykle pacienti, kterým bylo na základě spirometrie diagnostikováno závažnější onemocnění plic. Tato metoda je vhodná k určení postižené oblasti plic, stádia nemoci, nebo k určení míry poškození plic. Zob-

razování plic pomocí CT lze využít také při určování objemů jednotlivých laloků a segmentů.

V dnešní době se standardně používají zařízení s více řadami detektorů umístěnými za sebou v podélném směru (MDCT, Multi Detector CT). Využití MDCT zkracuje dobu snímání a navíc lze během snímání pořizovat několik řezů současně (9). Výstupem CT snímání jsou snímky (řezy), které lze za pomoci počítačových programů skládat do trojrozměrných modelů (3D-CT). Pokud se k třem prostorovým rozměrům přidá další dimenze (obvykle časová), vznikne trojrozměrný model, u kterého lze sledovat změny pohybu během procesu zobrazování. Tato metoda se označuje jako 4D-CT (Four-dimensional CT) a lze ji využít právě pro analyzování plic při nádechu a výdechu (8).



Obr. 2.6 Schéma a princip rentgenové výpočetní tomografie (převzato z: (9), upraveno)

Místo rentgenového záření se u některých obdobných metod uplatňuje gama záření. Jedná se například o jednofotonovou emisní výpočetní tomografii (SPECT) nebo pozitronovou emisní tomografii (PET) (9). U těchto metod se před snímáním do organismu vpravuje radiofarmakum, jehož záření pak vnější detektory zachycují.

2.5 Heterogenita plic a faktory ovlivňující dýchání

Zdravý dospělý člověk se nadechne přibližně 15× za minutu. Při jednom dechovém cyklu se vymění asi 500 ml vzduchu, takže minutová spotřeba vzduchu se pohybuje kolem 6 litrů (1). Tyto hodnoty platí ovšem pouze pro klidový stav nebo spánek. Při fyzické zátěži spotřeba kyslíku roste a zvyšuje se jak dechová frekvence, tak i objem vzduchu vdechnutého na jeden nádech.

Jak již bylo naznačeno v podkapitole 2.3, parametry plic a plicní objemy ovlivňuje řada faktorů. Důležitým faktorem je pohlaví, protože muži mají větší plicní objemy než ženy (1). Významnou roli hraje také věk. Zatímco novorozenci mají dechovou frekvenci 30–60 vdechů za minutu, s rostoucím věkem se dechová frekvence snižuje. Při dospívání se dechová frekvence ustálí okolo hodnoty 12–18 vdechů za minutu (22). Velikost plicních objemů samozřejmě ovlivňuje i výška a váha jedince. S rostoucí výškou se naměřené objemy plic zvyšují. Obezita naopak plicní objemy snižuje (4). Na základě těchto faktorů (pohlaví, věk, váha, výška) se stanovují náležité (předpokládané) hodnoty plicních objemů, které se srovnávají s naměřenými hodnotami. Plicní objemy ovlivňuje také zdravotní stav, fyzická kondice, ale i nadmořská výška, ve které žijeme. Lidé žijící v nižších nadmořských výškách mají totiž menší plicní objemy (4).

Plíce jsou heterogenní orgán, takže vlastnosti v celém jejich objemu jsou odlišné. Důsledkem toho se při nádechu roztahují některé části plic více než jiné (8). Rozdělení vdechovaného vzduchu do různých částí plic, označované též jako intrapulmonální distribuce, závisí na mnoha faktorech (2). Nejvýraznějším faktorem je objem plicních laloků. Lidské plíce jsou složeny z pěti různě velkých laloků (obr. 2.3) a rozdělení vzduchu do jednotlivých laloků závisí zejména na jejich objemu. Jinými slovy, čím větší je objem laloku, tím více vzduchu při nádechu pojme. Tato závislost ovšem není přímo úměrná a navíc platí především pro normální (zdravé) plíce. Při onemocnění plic se mohou na rozdělení vzduchu do laloků projevit lokální změny a poškození plic (6).

Rozdělení vdechovaného vzduchu do plicních laloků ovlivňuje také způsob, jakým dýcháme. Při klidném dýchání je poměr, kterým se podílí laloky na celkovém objemu, odlišný než při usilovném a hlubokém dýchání. Charakteristické hodnoty průtoku vzduchu se liší i při nádechu a při výdechu (8). Výdech trvá delší dobu než nádech, ačkoliv vdechujeme více vzduchu, než vydechujeme. To je dáno tím, že za 1 minutu klidného dýchání difunduje v plicních sklípcích asi 250 ml kyslíku do krve, zatímco za stejnou dobu se z krve odvede přibližně 200 ml oxidu uhličitého (11). Z toho mimo jiné vyplývá, že při dýchání využijeme přibližně jen pětinu vdechnutého kyslíku. Zbytek bez využití vydechneme.

Nezanedbatelnou roli hraje gravitace, která se projevuje odlišně na horní a dolní části plic. Gravitace způsobuje rozdíly v poměru perfuze (průtok krve plicními kapilárami) a ventilace (průtok vzduchu v plicních sklípcích). Ze shromážděných dat například vyplývá, že do spodních laloků proudí více vzduchu (viz kapitola 4). Nerovnoměrné rozdělení vzduchu v plicích způsobují také odlišnosti v metabolismu a v mechanice plic (10).

3. VENTILAČNÍ PORUCHY A JEJICH VLIV NA FUNKCI PLIC

Významným faktorem ovlivňující fungování plic je zdravotní stav. Existuje velké množství plicních chorob, které způsobují poruchy ventilace plic a v závažných případech mohou zapříčinit i smrt pacienta.

Příčiny onemocnění plic mohou být různého charakteru, ale nejčastěji se jedná o příčiny genetické, environmentální nebo vlastní. Je-li onemocnění plic vrozené, jedná se o příčinu genetickou. Mezi environmentální příčiny patří vdechování škodlivých látek, nevhodné klima aj. Do poslední kategorie vlastních příčin spadá především kouření, které způsobuje řadu plicních chorob a dýchacích potíží.

Podle charakteru plicního onemocnění rozlišujeme tři skupiny ventilačních poruch. První skupinou jsou obstrukční ventilační poruchy (OVP). U OVP dochází k zúžení dýchacích cest, což snižuje ventilační schopnosti plic. Mezi onemocnění charakterizované obstrukční ventilační poruchou patří průduškové astma, bronchitida, cystická fibróza nebo chronická obstrukční plicní nemoc (CHOPN) zahrnující emfyzém plic. Při spirometrii se obstrukční ventilační poruchy projevují sníženou hodnotou FEV_1 (objem vzduchu vydechnutého během první vteřiny při usilovném výdechu), což může být doprovázeno zvýšením hodnoty TLC. Závažnost OVP se určuje podle poklesu hodnoty FEV_1 a dělí se na lehkou (pokles FEV_1 na 79 až 60 % náležité hodnoty), středně těžkou (pokles FEV_1 na 59 až 45 % náležité hodnoty) a těžkou (pokles FEV_1 pod 45 % náležité hodnoty).

Další skupinu tvoří restriktivní ventilační poruchy (RVP). U těchto poruch je ventilační schopnost plic snížena kvůli úbytku funkčních plicních tkání. Poruchy tohoto charakteru se vyskytují u pneumotoraxu, u onemocnění hrudní stěny či bránice, při poruchách dýchacího svalstva nebo například při obezitě. Charakteristickým znakem je pokles TLC a VC. Porucha se podle závažnosti dělí na lehkou (pokles VC na 79–60 % náležité hodnoty), středně těžkou (pokles VC na 59–45 % náležité hodnoty) a těžkou (pokles VC pod 45 % náležité hodnoty). Poslední skupina ventilačních poruch smíšených je kombinací obstrukčních a restriktivních poruch (21).

Průběhy dechových cyklů u lidí se zdravými plicemi se liší od dechových cyklů lidí s plicním onemocněním (8). Například při chronické poruše (astma, emfyzém, rakovina...) mají plíce při klidovém dýchání zvýšenou frekvenci (asi 15-20 vdechů za minutu). Zvyšuje se také plicní ventilace, která může být i dvojnásobná (1 litr vzduchu na cyklus). To, jak výrazné budou rozdíly v dýchání zdravého a nemocného člověka, závisí na míře poškození plic a stádiu nemoci (6). Důvodem změny funkčnosti plic mohou být i nemoci okolních orgánů a tkání (22).

Částice usazené v horních částech plic se dostávají z plic obtížněji, takže horní části plic postihují nemoci spojené s kouřením cigaret, jako je například plicní emfyzém nebo rakovina plic. V horních lalocích se více usazují i další škodlivé částice, které způsobují plicní nemoci (silikóza, berylióza) (10). Výskyt otoku plic, pneumonie, nebo výskyt nemocí spojených s dlouhodobým vystavením azbestu je dominantní naopak ve spodních částech plic (12).

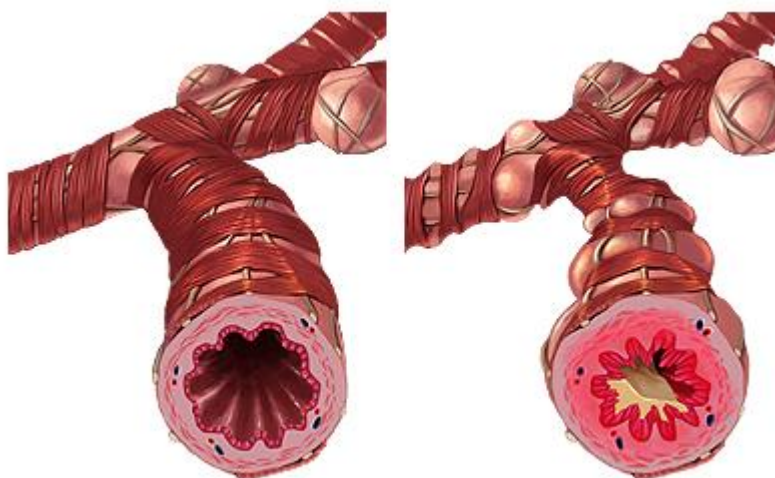
3.1 Astma

Průduškové astma (Astma bronchiale) je chronické onemocnění plic, které je vyvolané zánětem v průduškové sliznici. Zánětlivou reakci vyvolávají některé látky z okolí, souhrnně označované jako alergen, které se spolu s vdechovaným vzduchem dostávají do plic (15). V důsledku zánětlivé reakce dochází ke kontrakcím pruhů hladké svaloviny ve stěnách průdušek, což má za následek zúžení průdušek neboli bronchiální hyperreaktivitu (obr. 3.1). Astma se může projevovat různými symptomy, mezi které patří například záchvatovitě nebo chronické sípání, kašel nebo dušnost. Charakteristickým příznakem astmatu je také svírání na hrudi, které je způsobené zúžením průdušek. Zvyšování intenzity a četnosti symptomů může vést k astmatickému záchvatu (1).

Podle závažnosti onemocnění se rozlišuje astma mírné (mild asthma), astma střední (moderate asthma) a těžké astma (severe asthma). Těžké astma je závažnou formou astmatu, které může v kritických případech vést i ke smrti pacienta. Jelikož jednotná definice pro určení závažnosti astmatu není, vychází se z výsledků spirometrie a ze závažnosti a četnosti symptomů (13).

Astma je jedno z nejčastějších chronických onemocnění. Celosvětově astmatem trpí přibližně 300 milionů lidí. V České republice se počet astmatiků odhaduje na půl milionu, ovšem reálně může být počet i o polovinu vyšší. U nezávažné formy astmatu si totiž pacient nemusí nemoci vůbec všimnout (15).

Hlavní příčina průduškového astmatu nebyla doposud objevena. Je ale patrné, že astma ovlivňují jak faktory z vnějšího okolí, tak genetické faktory (14). Onemocnění se proto v mnoha případech rozvíjí kvůli zděděným predispozicím k bronchiální hyperreaktivitě. Ve většině případů onemocnění doprovází různé alergie (na pyly, potraviny, prach, srst zvířat, roztoče). Na průběh onemocnění má negativní vliv pasivní i aktivní kouření a podle některých studií mohou astma vyvolat nebo zkomplikovat různá infekční onemocnění (13).



Obr. 3.1 Srovnání zdravých průdušek (vlevo) a průdušek postižených astmatem (vpravo), (převzato z: (36), upraveno)

Mezi další faktory ovlivňující průduškové astma patří také pohlaví a věk. Zatímco u dětí astma postihuje převážně chlapce, u dospělých je trend opačný a majoritní skupinu pacientů tvoří ženy. To platí jak pro mírné formy astmatu, tak pro těžké astma. Proč ovšem 60–80 % těžkých astmatiků mezi dospělými jsou ženy, se zatím nepodařilo objasnit. Některé průzkumy také ukazují, že pravděpodobnost výskytu astmatu je vyšší u obézních lidí (13). Astmatické záchvaty může vyvolat větší fyzická zátěž nebo vdechování studeného vzduchu. Průběh záchvatů bývá horší v nočních hodinách. (1)

Základním předpokladem k úspěšné léčbě je vyhýbání se alergenům a spouštěcím faktorům. Astma lze poměrně účinně léčit vdechováním protizánětlivých látek pomocí inhalátoru. Tento způsob léčby má ovšem své nedostatky a v některých případech nemusí být příliš účinný. Například u těžkého astmatu, kdy bývá postižen celý průduškový strom. V takovém případě hrozí, že se inhalované protizánětlivé látky nedostanou do vzdálených (úzkých) dýchacích cest a ty se tudíž nebudou léčit (13).

3.1.1 Vliv astmatu na plíce a na plicní objemy

Průduškové astma postihuje plíce nerovnoměrně a může postihnout celý průduškový strom. Na rozdíl od plicního emfyzému ale nepostihuje plicní sklípky, nýbrž průdušky. Při astmatu dochází ke změnám v dýchacích cestách, které se nemusí objevit pouze u těžkého astmatu, ale mohou nastat i při mírném astmatu. Mezi přeměnami lze pozorovat usazování různých látek v dýchacích cestách nebo nárůst hladké svaloviny vlivem zvýšených nároků na tkáň (tzv. hypertrofie). Dochází také k abiogenezi (tvorba nových krevních kapilár) a k přeměně charakteru některých buněk. Přeměny dýchacích cest při astmatu bývají úplně nebo alespoň částečně vratné (13).

Astma spadá do kategorie obstrukčních ventilačních poruch, takže při spirometrii se vyznačuje sníženou hodnotou FEV_1 , popřípadě sníženým poměrem FEV_1/FVC . Podle některých definic platí, že pro těžké astma je naměřená hodnota FEV_1 nižší než 60 % předpokládané hodnoty (13).

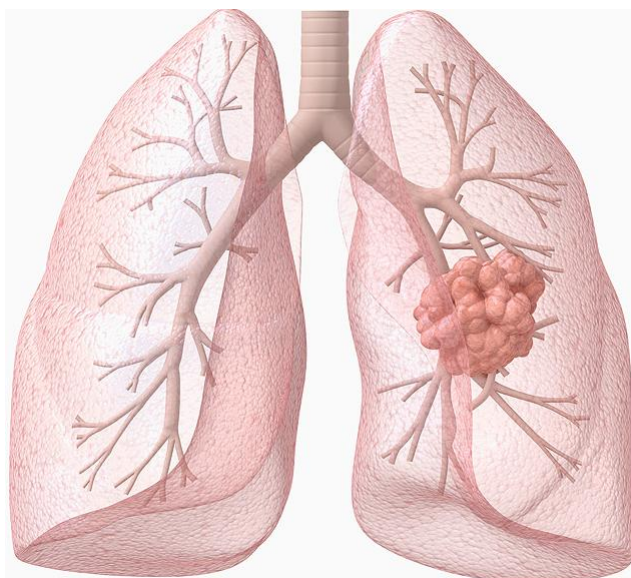
3.2 Rakovina plic

Plicní rakovina je nejčastějším typem zhoubného nádoru v lidském těle a patří k nádorovým onemocněním s nejvyšší úmrtností. Statistiky ukazují, že rakovina plic se podílí přibližně z 28% na všech úmrtích na rakovinu. Většina pacientů podstupuje léčbu ve formě radioterapie a chemoterapie, popřípadě chirurgickou léčbu v podobě odstranění postiženého plicního segmentu nebo laloku (lobektomie) (4). Ve dvou třetinách případů je ovšem rakovina plic odhalena až v pokročilém stádiu, kdy už pacienta nelze operovat (16).

Plíci může napadnout nádor z jiné části těla, ale stejně tak může rakovina z plic napadnout tkáň zdravých orgánů (tzv. metastáze). Mezi symptomy rakoviny plic se řadí chronický kašel, vykašlávání krve, sípání, obtížné polykání nebo například dušnost. Rakovina plic se dá rozdělit do několika kategorií, z nichž nejpočetnější zastoupení mají

dva typy: nemalobuněčný typ, který představuje přibližně 80 % případů rakoviny plic, a malobuněčný typ (asi 17 %), který se v drtivé většině vyskytuje u kuřáků. Nemalobuněčný typ rakoviny plic se léčí chirurgickým zákrokem, zatímco malobuněčný typ se léčí primárně ozařováním (4).

Rakovina plic je onemocnění, při kterém dochází k nekontrolovatelnému růstu buněk v plicních tkáních (obr. 3.2). Nárůst buněk způsobuje zúžení dýchacích cest



Obr. 3.2 Schéma nádoru v pravé plicí (převzato z: (37))

v postižené části plic. To, jakým způsobem a do jaké míry rakovina ovlivňuje funkci plic, závisí na stadiu nemoci. Poškození plic způsobené rakovinou je nevratné nebo je vratné jen částečně.

Nejčastější příčinou rakoviny plic je kouření (4). Vdechované škodlivé plyny a částice se koncentrují převážně v horních částech plic a proto má rakovina plic u kuřáků tendenci postihovat především horní laloky (LUL, RUL a RML). Několik nezávislých průzkumů ukázalo, že rakovina plic postihuje horní laloky přibližně v 70 procentech případů (16, 10). U nekuřáků se rakovina

vyskytuje také převážně v horních lalocích, ovšem rozdíl ve výskytu rakoviny v horních a v dolních lalocích už není tak výrazný (16).

Rakovinu plic může vyvolat také vdechování azbestu, radioaktivního radonu a dalších škodlivých látek. U pacientů s diagnostikovanou azbestózou (onemocnění vzniklé po dlouhodobém vystavení prachu obsahujícímu azbest) je rakovina plic dominantní nejprve v dolních lalocích (10). Výsledky některých studií ovšem ukazují opačnou tendenci. Podle nich rakovina plic u pacientů, kteří byli dlouhodobě vystaveni působení azbestu, postihovala nejprve horní laloky (17). Všeobecně známá interpretace, že azbest způsobuje rakovinu spodních plicních laloků, tak nemusí být správná.

Průzkum (16) také ukázal, že u žen není výskyt nádoru v horních lalocích tak dominantní jako u mužů. Z průzkumu zároveň vyplynulo, že bez ohledu na pohlaví pacienta se u kuřáků i nekuřáků nádory vyskytují většinou v pravé plicí. Některé studie naznačují, že nejhorší průběh a dopad má rakovina plic vycházející z pravého středního laloku (RML). Ve většině případů ovšem rakovina vychází z ostatních laloků (RML asi jen 4 % až 7 %) (18).

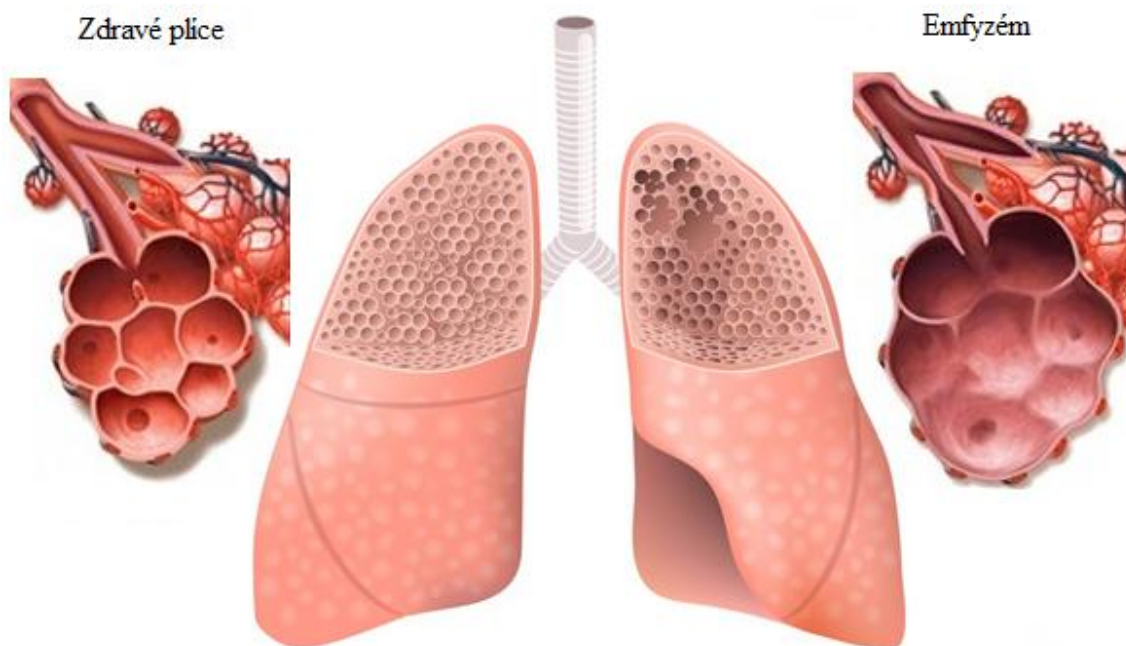
3.2.1 Vliv rakoviny na funkčnost plic a plicní objemy

Rakovina je závažné onemocnění, které může postihovat plíce i dýchací cesty. Rostoucí nádor v plicích způsobuje již zmiňované utlačování okolních plicních tkání nebo zužování dýchacích cest. Na spirometrických hodnotách se rakovina plic projeví pouze tehdy, pokud ovlivňuje průchodnost dýchacích cest. V takovém případě se rakovina plic projevuje jako obstrukční ventilační porucha a snižuje dynamické hodnoty, především FEV₁. Nádor může být ovšem i v místech, ve kterých celkové parametry plic neovlivní. Spirometrie se proto pro diagnostiku rakoviny plic nepoužívá. K tomuto účelu je vhodnější rentgenové vyšetření, CT snímkování nebo magnetická rezonance.

3.3 Emfyzém plic

Plicní emfyzém (rozedma plic) je nebezpečné degenerativní onemocnění plic, které může způsobit i smrt (1). Odhaduje se, že celosvětově toto onemocnění postihuje asi 1,8 % populace (19). Charakteristickým znakem plicního emfyzému je snížení elasticity plic, jelikož při emfyzému plíce degenerují v důsledku porušení elastické tkáně. Snížení elasticity plic vede ke snížení retrakční síly, která plíce smršťuje. Kvůli tomu dochází ke zvětšení objemu plic a tím i ke zvětšení objemu hrudníku (1). Dalším příznakem plicního emfyzému je snížení průtoku vzduchu při výdechu. Se zhoršováním stádia nemoci v plicích po výdechu zůstává stále více vzduchu (zejména v postižené oblasti), což vede ke zvýšení celkové kapacity plic (TLC). Nafouknuté postižené segmenty navíc stlačují zdravé části plic a negativně tak ovlivňují jejich funkci. Mezi nejčastější symptomy plicního emfyzému patří kašel, popřípadě dušnost při zvýšené fyzické zátěži (19).

Častou příčinou plicního emfyzému je silné kuřáctví. Částice v cigaretovém kouři, které se dostávají do plic, zapříčiní zvýšení počtu alveolárních makrofágů, které pohlcují a odvádějí nečistoty z plicních sklípků. Chemické látky produkované alveolárními makrofágy ovšem do plic přivolávají leukocyty, které produkují mimo jiné látku napadající elastické tkáně (elastáza). Leukocyty zároveň tlumí působení plazmatického proteinu Alfa1-antitrypsin, který působení elastázy inaktivuje. Výsledkem je tak poškození elastických tkání. Vrozený nedostatek zmiňovaného proteinu může být další příčinou emfyzému plic. Způsobuje ovšem přibližně jen 2 % případů emfyzému (1). Plicní emfyzém se může vyskytovat také u novorozenců. Tato vrozená forma emfyzému (kongenitální lobární emfyzém) se vyznačuje nadměrným rozepnutím jednoho nebo více plicních laloků.



Obr. 3.3 Srovnání plic a plicních sklípků zdravého člověka a člověka s emfyzémem plic (převzato z: (38), upraveno)

Poškození plic způsobené plicním emfyzémem je nevratné. Zásadním předpokladem pro úspěšnou léčbu je odstranění rizikových faktorů. U kuřáků je nezbytné, aby pacient přestal kouřit. Pacientům prospívá pohyb na čerstvém vzduchu, úprava mikroklimatu (vlhkost, teplota atd.) nebo například různá dechová cvičení. U závažných případů plicního emfyzému může být řešením i chirurgický zákrok ke snížení objemu plic (LVRS) nebo bronchoskopická redukce objemu plic (BLVR), při které se redukuje objem plic převážně v postižených částech (19).

3.3.1 Vliv emfyzému na funkčnost plic a plicní objemy

Plicní emfyzém může postihovat jak celé plíce, tak pouze jednotlivé laloky nebo segmenty plic. Emfyzém postihuje plicní sklípky nebo průdušinky. Hlavní (lalokové) průdušky a jejich větvení do segmentů zůstávají při plicním emfyzému z makroskopického hlediska prakticky beze změny. Emfyzém převažuje obvykle v horních částech plic (horní plicní laloky), ale některé formy onemocnění (panlobulární emfyzém) se vyskytují častěji v dolních lalocích (10). Plicní emfyzém převažující v dolních lalocích má komplikovanější průběh než emfyzém dominantní v horních lalocích (20). Pokud onemocnění převažuje ve spodních lalocích, dochází k výraznějšímu nárůstu RV i TLC.

Při spirometrii se plicní emfyzém projevuje - stejně jako ostatní obstrukční ventilační poruchy - snížením výdechové rychlosti (FEV_1). Zvyšují se naopak některé statické parametry plic jako celková kapacita plic TLC nebo residuální objem plic RV.

4. PRŮBĚHY DECHOVÝCH CYKLŮ

Pro simulaci realistického dýchání bylo nezbytné vybrat a zanalyzovat několik dechových cyklů. Následující kapitola se věnuje vytváření dechových průběhů od shromáždění potřebných dat přes jejich zpracování až po převedení dat do simulátoru plic. Součástí kapitoly je také popis simulátoru a experimentální ověření jeho funkčnosti.

4.1 Klidové dýchání

Dýchací svaly - a tudíž i samotné dýchání - můžeme ovládat vůlí. Obvykle ovšem dýchání probíhá bez našeho vědomí. Tento způsob respirace se označuje jako přirozené nebo spontánní dýchání. Pokud dýchání úmyslně podpoříme dýchacími svaly, jedná se o usilovné (nucené) dýchání (5).

Zaznamenat klidové a především spontánní dýchání je ovšem poměrně problematické. Ačkoliv lze některé parametry určit i bez speciálních zařízení (například dechovou frekvenci), měření komplikuje snaha pozorovaných subjektů dýchat přirozeně. Ve chvíli, kdy na dýchání začneme myslet, se totiž dýchání výrazně změní. I když se tedy snažíme dýchat normálně, dechová frekvence je pomalejší a nádechy jsou hlubší, než při skutečném přirozeném dýchání.

Většina odborné literatury uvádí jako obvyklé hodnoty pro klidové a přirozené dýchání zdravého jedince dechový objem 0,5 litru a dechovou frekvenci 12-15 vdechů za minutu. Nádech trvá přibližně 1 až 2 sekundy, zatímco výdech trvá asi o sekundu déle. Po výdechu by měla následovat krátká (asi vteřinová) automatická pauza (22). Při fyzické zátěži jsou nádechy hlubší a frekvence dýchání se zvyšuje. Zvýšenou dechovou frekvenci a výraznější dýchání lze pozorovat také u nemocných lidí, což platí nejen při onemocnění plic. Například při studii s lehkými astmatiky byl naměřen průměrný dechový objem 0,71 litru při dechové frekvenci 18 vdechů za minutu (29).

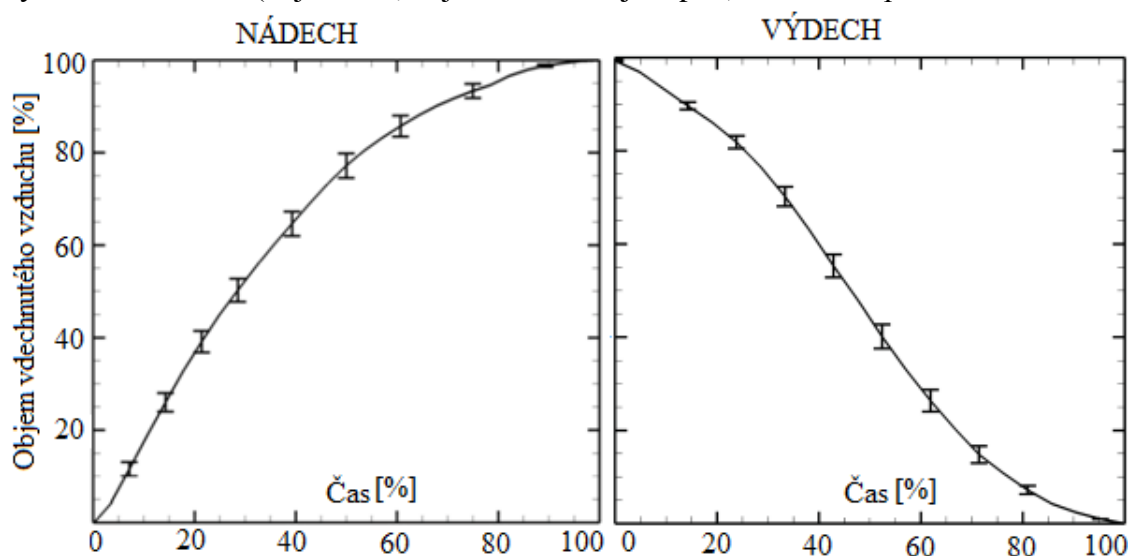
4.1.1 Klidové dýchání: analýza dechového cyklu

Prvním dýchacím cyklem, který byl pro simulátor plic zpracován, bylo přirozené a klidové dýchání zdravého člověka. Na základě výše uvedených poznatků byly zvoleny základní dechové parametry. Dechový objem byl stanoven na 0,5 litru a dechová frekvence byla zvolena z obvyklého rozsahu na 12 vdechů za minutu. Doba jednoho dechového cyklu je tedy 5 sekund. Z těchto 5 sekund připadá 1,5 sekundy na nádech, 2,5 sekundy na výdech a zbývající 1 sekunda připadá na automatickou pauzu mezi jednotlivými dechovými cykly.

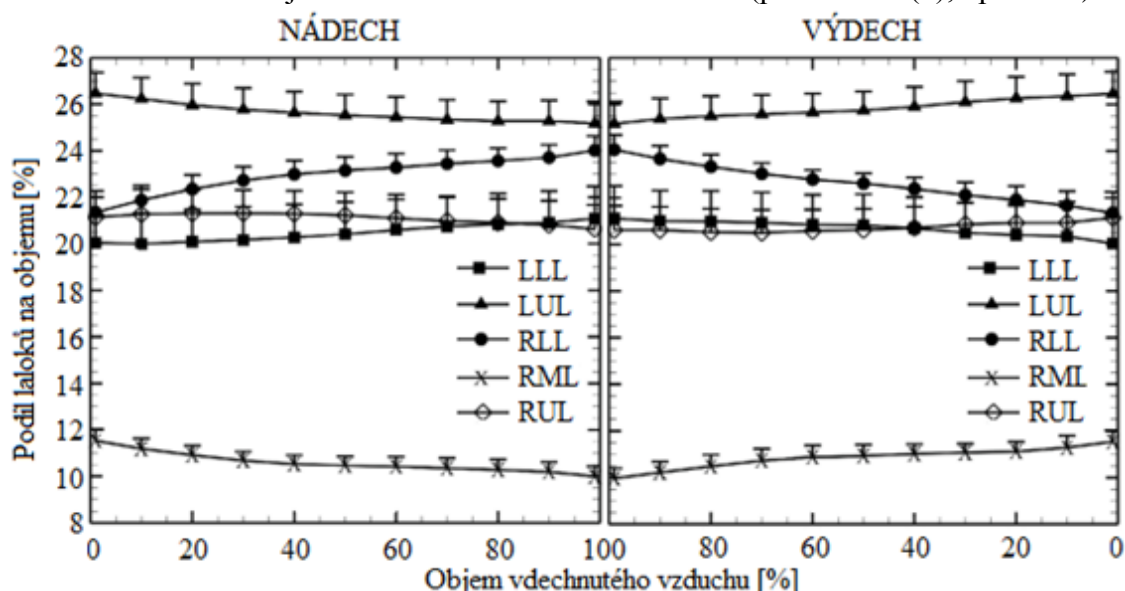
Dalším krokem bylo stanovení, jak se v průběhu nádechu a výdechu mění objem vzduchu v plicích. Průtok vzduchu se při dýchání neustále mění, takže závislost vdechovaného objemu vzduchu na čase není lineární. Grafická závislost objemu vzduchu na čase, kterou lze dohledat v odborné literatuře (1,5), bývá často zjednodušená a navíc se pro jednotlivé zdroje liší. Proto byl použit průběh dechového cyklu ze studie klidového dýchání (8), kterou v roce 2015 provedl tým vědců z americké university v Iowě.

Studie se zúčastnilo 6 dobrovolníků (3 muži a 3 ženy), kteří podstoupili nejprve funkční vyšetření plic, a následně snímkování pomocí MDCT zařízení. Snímkování probíhalo při klidovém a řízeném dýchání, aby se jednotlivé dechové cykly příliš nelišily a aby se shodovaly s výsledky funkčního vyšetření plic. Aby bylo možné zrekonstruovat průběh dechového cyklu, zaznamenávaly se tři prostorové rozměry v závislosti na čase (4DCT).

Grafická závislost objemu vdechovaného vzduchu na čase, získaná z výše uvedené studie, je na obrázku 4.1. Ze stejné studie pochází také obrázek 4.2, na kterém je zobrazeno rozdělení vzduchu v jednotlivých lalocích během nádechu a výdechu. Jelikož se hodnoty pro dobu nádechu, výdechu a dechový objem u každého subjektu lišily, jsou výsledné závislosti (objem-čas, objem laloků-objem plic) uvedené v procentech.



Obr. 4.1: Závislost objemu vdechovaného vzduchu na čase (převzato z: (8), upraveno)



Obr. 4.2 Rozdělení vdechovaného vzduchu do jednotlivých laloků pro nádech a výdech (převzato z: (8), upraveno)

4.1.2 Klidové dýchání: rozdělení vzduchu v plicních lalocích

Na základě obrázků 4.1 a 4.2 byly určeny objemy jednotlivých laloků během nádechu a výdechu. Na obrázku 4.1 bylo na časové (vodorovné) ose vytvořeno 11 rovnoměrně rozložených bodů (tzn. 1 bod na každých 10% času). Ke každému vytvořenému bodu byla odečtena hodnota objemu ze svislé osy tak, aby výsledný bod náležel křivce v grafu. Tento postup byl proveden pro graf nádechu a výdechu zvlášť. Získané hodnoty, které udávají objem vdechovaného vzduchu v plicích v různých okamžicích, byly zaznamenány do tabulky 4.1.

Nádech											
Čas	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
Objem	0	17,2	36,2	51,7	65,5	75,9	84,5	91,4	94,8	98,3	100
Výdech											
Čas	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
Objem	100	92,7	85,5	74,5	60	43,6	29,1	16,4	9,1	2,7	0

Tabulka 4.1 Objem vdechovaného (Nádech) a vydechovaného (Výdech) vzduchu v průběhu klidového dýchání. Hodnoty *Čas* a *Objem* jsou uvedeny v procentech.

Takto získané objemy byly využity pro určení parciálních objemů jednotlivých laloků. Každý objem z tabulky 4.1 byl vynesena na vodorovnou osu v obrázku 4.2. Objemy z tabulky pro nádech byly vyneseny do grafu pro nádech a objemy z tabulky pro výdech byly vyneseny do grafu pro výdech. Z obrázku byly následně pro každý objem odečteny parciální objemy jednotlivých laloků (viz tabulka 4.2).

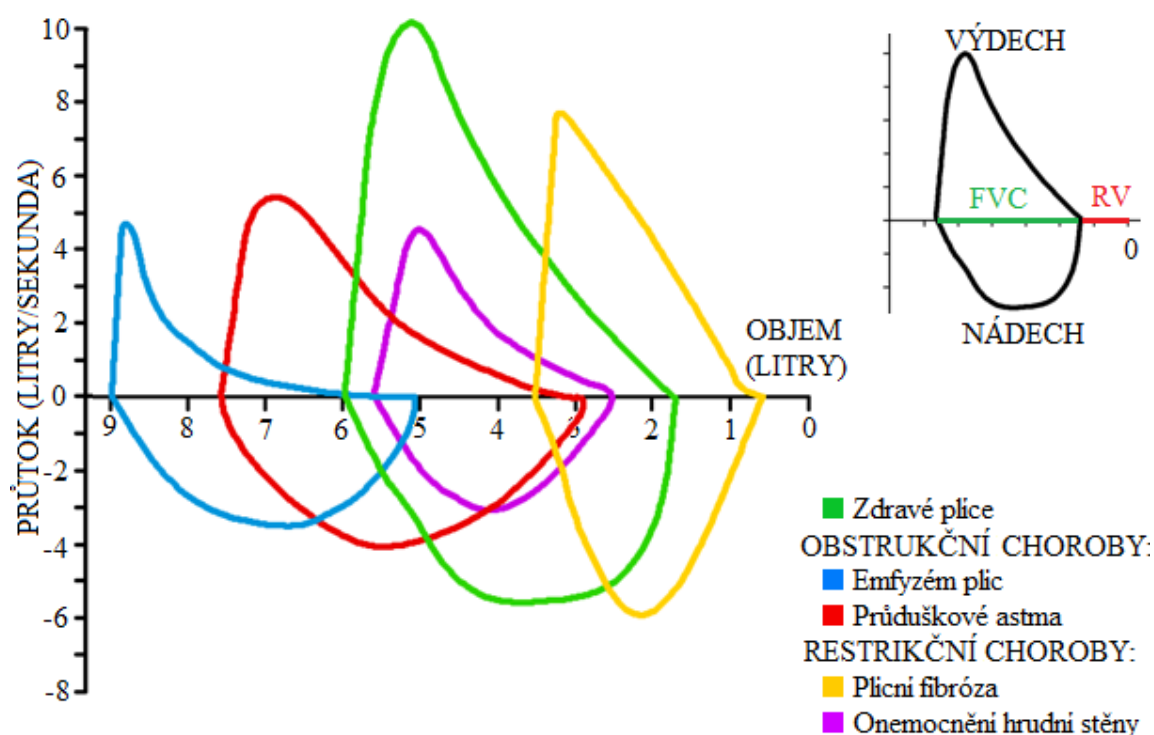
Nádech											
Čas	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
RUL	20,8	21,1	21,3	21,0	20,9	20,9	20,9	20,9	20,8	20,7	20,6
RML	11,4	11,1	10,9	10,7	10,4	10,1	10,0	9,8	9,7	9,7	9,6
RLL	21,2	21,6	22,0	22,5	22,9	23,1	23,3	23,5	23,7	23,9	24,0
LUL	26,6	26,1	25,6	25,4	25,2	25,1	25,0	24,9	24,9	24,8	24,8
LLL	20,0	20,1	20,2	20,4	20,6	20,8	20,8	20,9	20,9	20,9	21,0
Výdech											
Čas	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
RUL	20,6	20,5	20,1	20,2	20,4	20,6	20,8	20,8	20,8	20,8	20,8
RML	9,6	9,8	10,1	10,4	10,6	10,8	11,0	11,2	11,3	11,3	11,4
RLL	24,0	23,8	23,7	23,3	22,7	22,3	21,9	21,7	21,5	21,3	21,2
LUL	24,8	24,9	25,1	25,2	25,4	25,7	25,9	26,1	26,3	26,5	26,6
LLL	21,0	21,0	21,0	20,9	20,9	20,6	20,4	20,2	20,1	20,1	20,0

Tabulka 4.2 Procentuální podíl jednotlivých laloků na celkovém objemu plic při klidovém dýchání. Všechny hodnoty včetně času jsou uvedeny v procentech.

4.2 Dechový manévr pro určení inspirační kapacity

Jedním z cílů této práce bylo zpracovat průběhy dýchání pro pacienty s nemocemi plic. Rozdíly v dýchání zdravých jedinců a jedinců trpících plicním onemocněním nejsou ovšem při klidovém dýchání tak výrazné, jako při hlubokém dýchání. Simulovat klidové dýchání v nemoci by bylo navíc komplikované, jelikož se nepodařilo dohledat všechny potřebné informace, nezbytné pro simulaci vybraných plicních onemocnění. Proto byl pro simulaci zvolen speciální dechový manévr.

Při funkčním vyšetření plic se provádí obvykle dechový manévr pro určení usilovné vitální kapacity plic. Dechový manévr spočívá v maximálním usilovném výdechu, kterému předchází maximální nádech. Na spirogramech lze u tohoto manévru pozorovat výrazné rozdíly mezi zdravými jedinci a mezi lidmi s dýchací poruchou (obrázek 4.3). Simulaci dechového manévru pro určení FVC ovšem simulátor plic neumožňuje v měřítku 1:1, jelikož písty nedisponují dostatečným rozsahem zdvihu. Maximální objem vnitřní komory pístu je necelých 900 ml, zatímco u dospělých jedinců může změna objemu v některých lalocích při tomto dechovém manévru přesahovat jeden litr.



Obr. 4.3 Křivky průtok/objem získané ze spirometrických měření pro zdravé plice a vybrané obstrukční a restrikční plicní choroby. V pravém horním rohu je schematické vysvětlení průtokové křivky (převzato z: (39, 40), upraveno)

Z tohoto důvodu byl pro simulaci zdravých a nemocných plic zpracován inspirační dechový manévr. Tento dechový manévr slouží k určení inspirační kapacity plic a provádí se tak, že po klidném a nenuceném výdechu následuje maximální nádech. Inspi-

rační dechový manévr byl také součástí mnoha studií, takže bylo možné dohledat rozdělení vdechnutého vzduchu v lalocích i pro různá plicní onemocnění.

4.2.1 Dechový manévr: analýza průběhu

Stěžejním bodem pro simulaci inspiračního dechového manévru je určení významných plicních objemů. Objem vdechnutého vzduchu při inspiračním dechovém manévru je roven rozdílu TLC a FRC. Přibližné hodnoty plicních objemů pro dospělé jedince, které uvádí William F. Ganong (1), jsou vypsány v tabulce 4.3.

Objem	Průměrná hodnota (litry)		Odvození
	u mužů	u žen	
Inspirační rezervní objem (IRV)	3.1	1.9	-
Dechový objem (TV)	0.5	0.5	-
Exspirační rezervní objem (ERV)	1.2	0.7	-
Residuální objem (RV)	1.2	1.1	-
Vitální kapacita (VC)	4.8	3.1	IRV + TV + ERV
Inspirační kapacita (IC)	3.5	2.4	IRV + TV
Funkční residuální kapacita (FRC)	2.3	1.8	ERV + RV
Celková kapacita plic (TLC)	5.8	4.2	IRV + TV + ERV + RV

Tabulka 4.3 Obvyklé hodnoty plicních objemů pro dospělé muže a ženy (1).

Při onemocnění plic dochází ke změně plicních objemů. V tabulce 4.4 jsou plicní objemy, které byly naměřeny při různých studiích s nemocnými i zdravými subjekty. Tabulka je doplněna také o počet subjektů zahrnutých do daného výzkumu, jejich pohlaví a průměrný věk. Uvedené plicní objemy jsou orientační, představují průměr pro danou skupinu pacientů a jsou uvedeny v procentech předpokládané hodnoty. Určování předpokládaných (náležitých) hodnot bylo nastíněno v podkapitole 2.5. Z tabulky 4.4 je mimo jiné patrné, že i u zdravých jedinců se naměřené plicní objemy a předpokládané objemy získané výpočtem lišily.

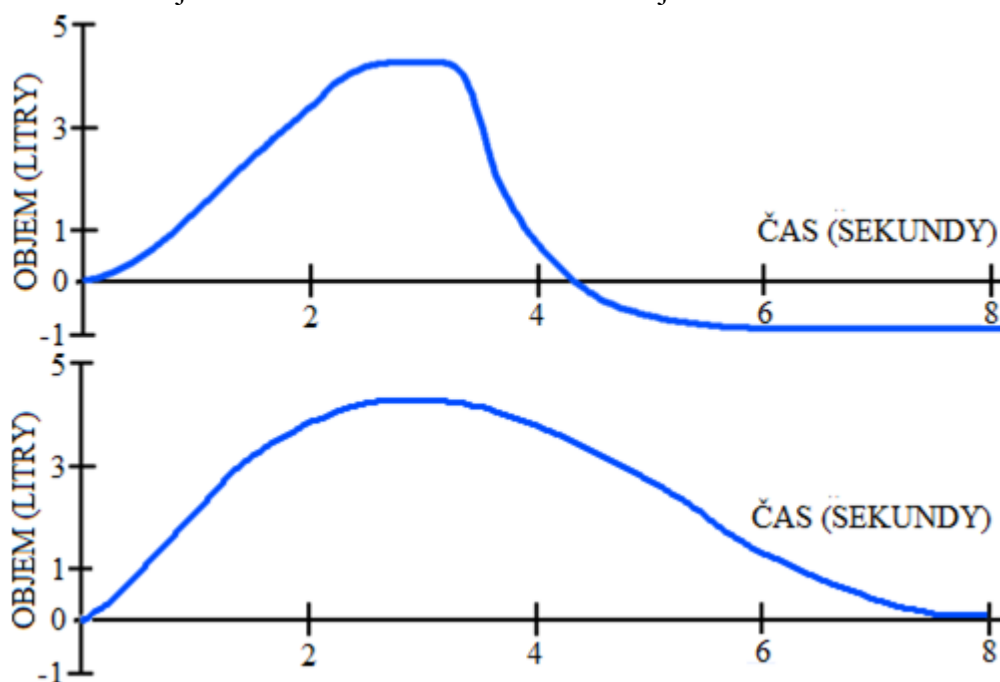
	Zdravé plice	Těžké astma	Emfyzém plic	Rakovina plic
Počet subjektů (ženy/muži)	14 (10/4)	30 (18/12)	86 (7/79)	66 (11/45)
Průměrný věk	34,5	47,2	65,2	70
TLC	96 %	97 %	118,3 %	-
FRC	90 %	102 %	130 %	-
RV	90 %	134 %	162 %	-
FVC	98 %	71 %	86,1 %	71,9 %
FEV ₁	96 %	55 %	50 %	56,2 %

Tabulka 4.4 Průměrné hodnoty významných plicních objemů, uvedené v procentech předpokládané hodnoty. Hodnoty pocházejí ze studií zkoumajících plice zdravých lidí a plice těžkých astmatiků (23), plice při emfyzému (24) a plice postižené rakovinou (27). (TLC – celková kapacita plic, FRC – objem vzduchu v plicích po normálním výdechu,

RV – objem vzduchu v plicích po maximálním výdechu, FVC – funkční vitální kapacita plic, FEV_1 – množství vzduchu vydechnutého během první sekundy usilovného výdechu). Hodnoty TLC, FRC a RV pro pacienty s rakovinou plic nebyly v dané studii k dispozici.

Inspirační kapacita je statický parametr, takže nezávisí na čase. Stejně tak na čase nezávisí ani inspirační dechový manévr, takže nádech i výdech může probíhat libovolnou rychlostí. Jediným požadavkem je, aby byl nádech co nejhlubší.

Zatímco při dechovém manévru pro určení FVC se vyžaduje maximální a především usilovný (rychlý) výdech, inspirační dechový manévr podobné podmínky nevyžaduje. Jeho provedení je libovolné a proto neexistuje žádná ideální doba nádechu/výdechu, ani obvyklá závislost objem/čas. Pro vytvoření dechového cyklu byla doba nádechu stanovena na 3 sekundy a doba výdechu na 5 sekund. Tato doba je dostatečně dlouhá na hluboký nádech a pomalý výdech. S přihlédnutím k delší zvolené časové periodě byl použit průběh nádechu a výdechu pro klidové spontánní dýchání (8). Vytvořená závislost objemu vdechovaného vzduchu na čase je na obrázku 4.4.



Obr. 4.4 Závislost objemu vdechovaného vzduchu na čase pro: usilovný dechový manévr pro určení FVC (nahore, převzato z: (34), upraveno), inspirační dechový manévr pro určení IC (dole). Svislá osa představuje objem vzduchu vdechnutého do plic po klidovém výdechu.

4.2.2 Dechový manévr: rozdělení vzduchu v plicních lalocích

Jak již bylo u klidového dýchání zmíněno, procentuální rozdělení vzduchu do jednotlivých laloků není v průběhu dechového manévru konstantní. Studie, které se rozdělením vzduchu do plicních laloků zabývaly, ovšem analyzovaly pouze statické rozdělení

vdechnutého vzduchu. Proto se při simulaci dechového manévru počítalo s konstantním rozdělením vzduchu v průběhu celého dechového cyklu. Procentuální podíl, kterým se jednotlivé laloky podílí na celkovém objemu plic, se navíc v průběhu dýchání mění jen nepatrně. Například u klidového dýchání byla největší změna u pravého dolního laloku (RLL), kde se podíl na celkovém objemu plic během nádechu zvýšil o necelá 3 %.

Inspirační dechový manévr pro zdravé plíce a plíce astmatiků byl zpracován na základě studie (23), kterou v roce 2013 prezentoval S. Choi a kolektiv. Při této studii bylo celkem 44 subjektů podrobeno funkčnímu vyšetření plic (spirometrii) a CT snímkování při zadrženém dechu po maximálním nádechu (TLC) a po normálním výdechu (FRC). Na základě pořízených snímků byla určena změna objemu v plicích mezi normálním výdechem a maximálním nádechem (ΔV). Tato hodnota představuje objem vdechnutého vzduchu při inspiračním dechovém manévru. Rozdělení vzduchu do jednotlivých laloků se určilo pomocí pořízených CT snímků. Všechny parametry byly stanoveny pro zdravé subjekty a těžké astmatiky zvlášť.

Při zpracovávání dechového manévru pro emfyzém plic byla využita studie z roku 2014 (26), které se zúčastnilo 28 pacientů. Všichni zúčastnění byli aktuální nebo bývalý kuřáci, kterým byla diagnostikována chronická obstrukční plicní nemocí (CHOPN). Pro určení plicních objemů bylo provedeno funkční vyšetření plic. Rozdělení vzduchu do laloku při maximálním nádechu bylo stanoveno na základě pořízených CT snímků. Podle studie zasáhl emfyzém v průměru 20 % plic a poškození plic nepatrně převažovalo u horních laloků (RUL, RML, LUL).

	Zdravé plíce	Těžké astma	Emfyzém plic
Počet subjektů	14	30	28
Pohlaví (muži/ženy)	4/10	12/18	26/2
Průměrný věk	34,5	47,2	72
Průměrné plicní objemy (litry)			
TLC	4,14	4,27	5,32
FRC	1,57	1,95	3,54
ΔV (TLC-FRC)	2,57	2,32	1,78
Průměrné rozdělení vdechnutého vzduchu do plicních laloků			
RUL	17 %	20,2 %	19,1 %
RML	7 %	7 %	5,6 %
RLL	27,7 %	25,2 %	28,7 %
LUL	21,7 %	23 %	21,9 %
LLL	26,6 %	24,6 %	24,7 %

Tabulka 4.5: Výchozí data pro simulaci dechového manévru pro zdravé plíce (23), plíce těžkých astmatiků (23) a plíce postižené emfyzémem (26).

Poslední simulovaný průběh měl představovat dechový manévr při rakovině plic. Rakovina plic je ovšem velmi individuální onemocnění a její dopad na funkci plic

se liší případ od případu. Místo simulace dechového průběhu při rakovině plic byl proto zpracován dechový průběh pro plíce po lobektomii.

Jak již bylo uvedeno v podkapitole 3.2, chirurgická léčba rakoviny plic spočívá v odstranění poškozeného plicního segmentu, laloku (lobektomie), nebo v krajním případě i celé plíce (pneumonektomie). Odstranění části plic vede zákonitě ke snížení objemu plic, což má za následek snížení objemu vdechovaného vzduchu. Pokles plicních objemů po lobektomii jednotlivých laloků je uveden v tabulce 4.6.

Odstraněný lalok	Počet zkoumaných subjektů	TLC	VC	FRC
RUL	4	84,5 %	89,9 %	86,7 %
RML	2	94,5 %	98 %	91,1 %
RLL	3	88,5 %	89,2 %	89,5 %
LUL	4	83,3 %	88,5 %	89,1 %
LLL	1	92,9 %	75,6 %	91,6 %

Tabulka 4.6: Pokles charakteristických plicních objemů v závislosti na odstraněném laloku. Plicní objemy (celková kapacita plic TLC, vitální kapacita VC, funkční reziduální kapacita FRC) jsou uvedeny v procentech původní hodnoty, která byla naměřena před lobektomií. Hodnoty pocházejí z (25).

U lobektomie závisí pooperativní funkce plic především na objemu odebraného laloku. Anatomie plic je ovšem heterogenní, takže odstraněním jedné části plic (respektive jednoho plicního laloku) dochází ke změnám průtoku vzduchu i ve zbývajících částech. Vlivem lobektomie na plíce se zabýval W. H. K. Van Deun ve své studii (28) z roku 2011. Rozdělení vdechovaného vzduchu v plicích po resekci jednotlivých laloků je uvedeno v tabulce 4.7.

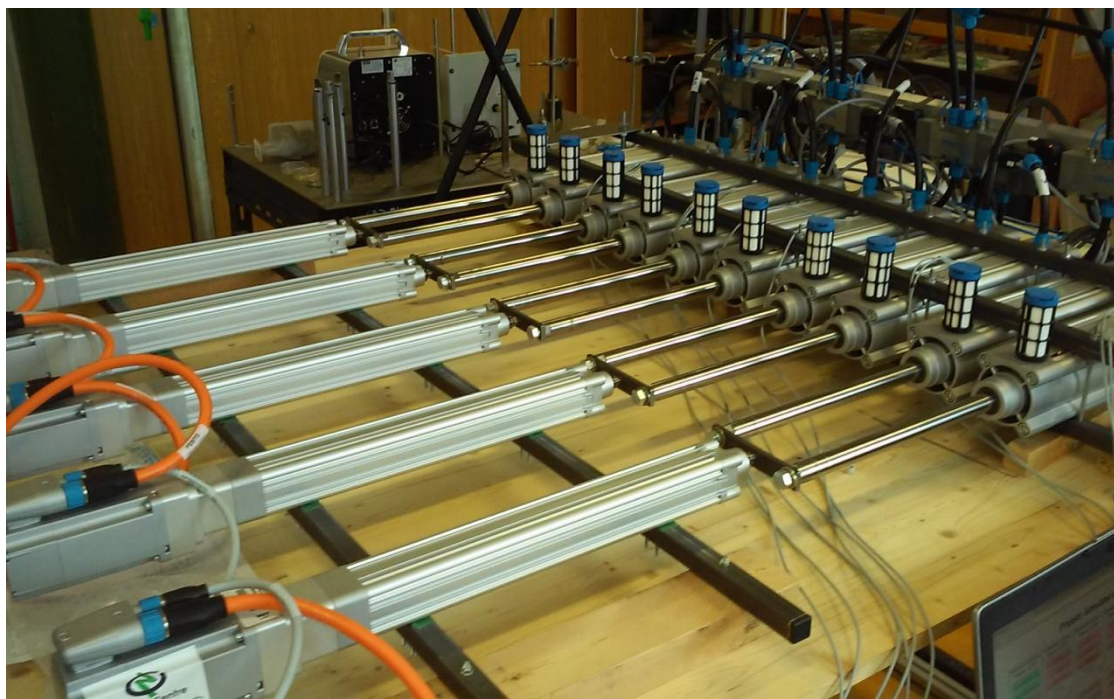
		RUL	RML	RLL	LUL	LLL
Celé plíce	podíl	25,51%	5,15%	22,64%	24,28%	21,31%
Odstranění RUL	podíl změna	-	7,05% +1,9%	31,93% +9,29%	29,66% +5,38%	30,12% +8,81%
Odstranění RML	podíl změna	26,43% +0,92%	-	24,79% +2,51%	25,1% +0,82%	22,74% +1,43%
Odstranění RLL	podíl změna	31,08% +5,57%	7,47% +2,32%	-	29,73% +5,45%	30,59% +9,28%
Odstranění LUL	podíl změna	30,34% +4,83%	6,98% +1,83%	31,82% +9,18%	-	29,98% +8,67%
Odstranění LLL	podíl změna	30,55% +5,04%	6,99% +1,84%	31,6% +8,96%	29,98% +5,7%	-

Tabulka 4.7: Rozdělení vdechovaného vzduchu v plicích pro celé plíce a pro plíce po lobektomii (28). Hodnota *podíl* udává, kolika procenty se podílí jednotlivé laloky na celém objemu plic. Hodnota *změna* určuje změnu procentuálního podílu laloku po lobektomii vůči podílu před lobektomií.

4.3 Simulátor plic

Simulátor plic, pro který byly dechové cykly připraveny, je tvořen pěti nezávislými jednotkami. Každá jednotka má vlastní pohon a sestává ze dvou elektronicky řízených válců. Dvojice válců u každé jednotky má společný pohon, takže se válce pohybují stejně. Každý válec má také elektronicky řízený ventil, kterým lze otevírat nebo uzavírat výstupní otvor, kterým prochází vzduch z pístu. Jeden válec je napojen na takzvanou čistou cestu, zatímco druhý válec je napojen na aerosolovou cestu. U aerosolové cesty lze do výstupního proudu vzduchu vpouštět různé aerosoly, což umožňuje sledovat jejich usazování v modelu plic, který lze se simulátorem propojit.

Každá jednotka simulátoru představuje jeden plicní lalok. Ačkoliv je jednotka ze dvou válců, které se pohybují stejně, vnitřní komory válců nejsou navzájem propojené a každý válec má vlastní výstup pro vzduch. Při přepočtu objemu plic na objem válců se proto uvažuje pouze jeden válec pro každý lalok.



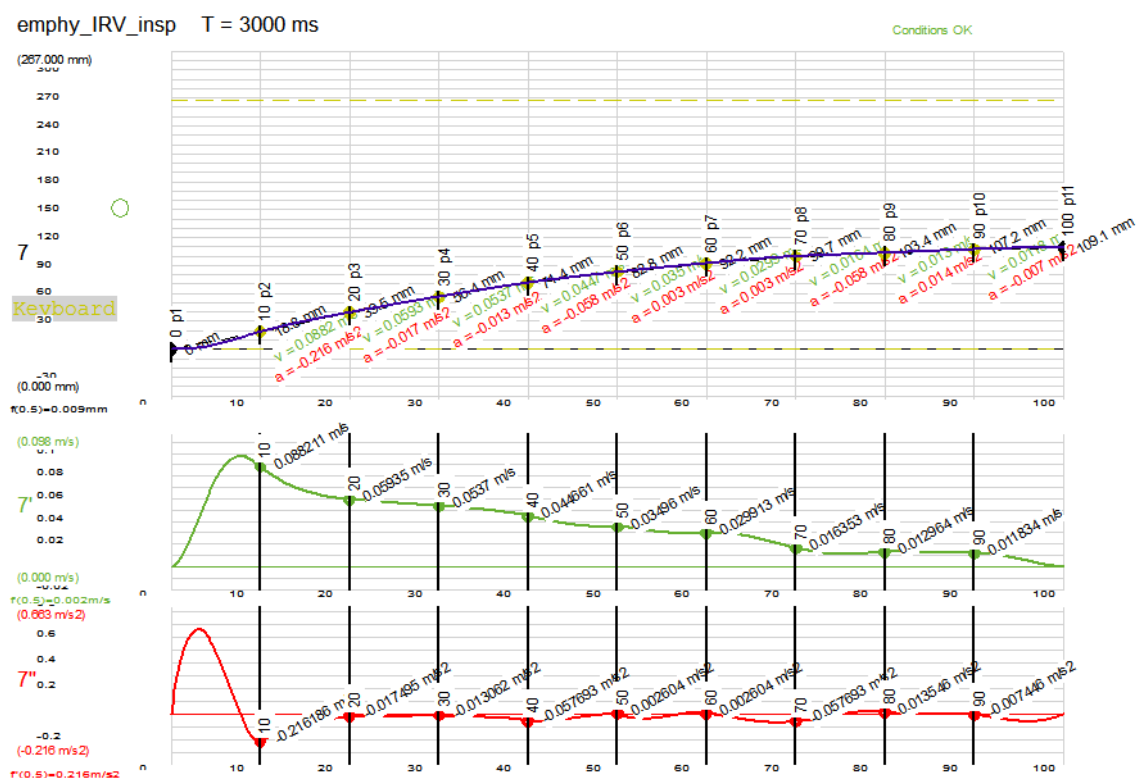
Obr. 4.5 Simulátor plic

4.3.1 Zpracování dat pro simulátor plic

Při zpracovávání dat pro simulátor plic se u všech dechových průběhů postupovalo stejně. Nejprve se stanovila doba nádechu a výdechu. Následně se pro každý dechový průběh určil maximální objem neboli objem vdechnutého vzduchu po nádechu. Pomocí programu Excel ® 2007 (Microsoft Corp, Redmond, WA, USA) se využila data z tabulky 4.1 se závislostí objem/čas. Pro každý nádech i výdech bylo vytvořeno 11 bodů. Tyto body udávaly objem celých plic v průběhu daného cyklu v procentech. Pro

získání konkrétních hodnot se objem v procentech vynásobil hodnotou ΔV . Ta představuje maximální objem vdechnutého vzduchu při daném cyklu. Následně se objem v každém vyšetřovaném bodě rozdělil mezi pět plicních laloků. Objem celých plic se mezi laloky dělil podle hodnot z tabulky 4.2 (klidové dýchání) a 4.5 (dechový manévr). Při simulaci klidového dýchání se objem v každém bodě dělil jiným poměrem (viz obr. 4.2), zatímco u inspiračního manévru se počítalo s konstantním rozdělením vzduchu během celého cyklu. Výsledkem takto zpracovaných dat byly objemy jednotlivých laloků během nádechu i výdechu. Všechny nasimulované průběhy byly vytvořeny v měřítku 1:1. Objem vzduchu ve válci tak zůstal stejný jako objem vzduchu v příslušném laloku, takže nebylo nutné hodnoty přepočítávat.

Pro simulaci dechových průběhů byl použit program FCT (Festo Configuration Tool). Program umožňuje vytvářet elektronické vačky, které ovládají jednotlivé válce. Pro každý simulovaný dechový průběh byla nejprve vytvořena nová elektronická vačka (Cam Disc). V parametrech vačky se zvolila doba průběhu, na základě které program dopočítával rychlost a zrychlení pístů. V editoru každé vačky se musela vytvořit křivka dechového průběhu, který měla vačka simulovat. Křivka se zadává pomocí bodů, které udávají polohu pístu (velikost zdvihu) v požadovaném okamžiku. Program následně vložené body proloží spojitou křivkou, dopočítá rychlost a zrychlení pístu v zadaných bodech a vytvoří dvě další křivky, které lze dodatečně upravovat (viz obr. 4.6).



Obr. 4.6 Ukázka editoru vačky v programu FCT. Vodorovná osa znázorňuje čas a svislá osa polohu pístu (modrá křivka), rychlost pístu (zelená křivka) a jeho zrychlení (červená křivka).

Nezbytným krokem bylo přepočítání objemů na zdvih pístu, při kterém je vnitřní objem komory válce stejný jako objem laloku. Ačkoliv i po výdechu zůstává v plicích vzduch, průběhy se simulovaly od krajní (nulové) polohy pístu, při které je objem vzduchu ve válci (a tudíž i zdvih pístu) nulový. Pro určení zdvihu se využily základní parametry válců simulátoru. Maximální zdvih pístu každého válce je 277 mm. Vnitřní komora válce má kruhový průřez o průměru $d = 63$ mm. Ze vztahů pro obsah kruhu a objem válce byl určen zdvih pístu L v každém vyšetřovaném bodě.

- Obsah kruhového průřezu komory válce (S): $S = \frac{\pi \times d^2}{4}$ [mm²]
- Zdvih pístu (L): $L = V/S$ [mm]
- Hodnota V představuje objem laloku ve vyšetřovaném okamžiku [ml]

Objemy plicních laloků ve všech vyšetřovaných bodech byly přepočítány na zdvih pístu a následně vloženy do editoru. Křivky vygenerované pro rychlost a zrychlení pístu bylo nutné manuálně upravit tak, aby byly změny v rychlosti a ve zrychlení co nejmenší.

Data pro simulátor plic, zpracovaná na základě výše uvedených studií a poznatků, jsou v příloze A. Součástí přílohy je také grafické vykreslení simulovaných průběhů.

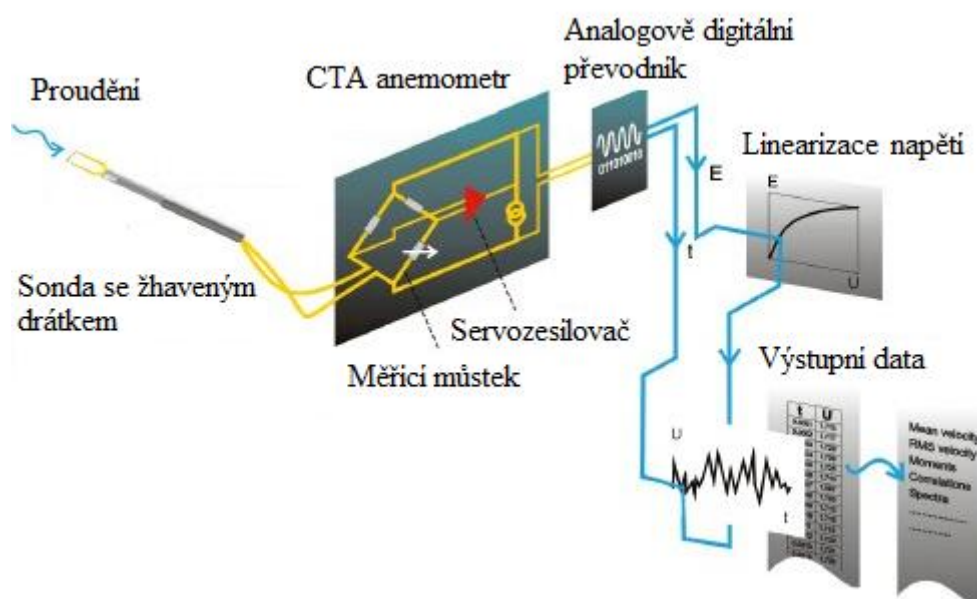
4.3.2 Experimentální ověření funkčnosti simulátoru

Při experimentálním měření mělo být ověřeno, zda čistá a aerosolová cesta jednotky simulátoru fungují stejně. Vyšetřit se měl také vliv uzavírání a otevírání ventilu na průtok vzduchu.

Ověření správné funkčnosti simulátoru mělo původně probíhat za pomoci vytvořených dechových cyklů. Jelikož byly ale nádechy a výdechy nasimulovány samostatně a při experimentu bylo nutné použít kompletní cyklus, byl v simulátoru plic vytvořen provizorní cyklus speciálně pro experiment. Jeho průběh je zaznačen v příloze B.

Při měření byla využita anemometrická metoda se žhavením sondy na konstantní teplotu, známá též pod zkratkou CTA (Constant temperature anemometry). Princip CTA využívá chladicího účinku toku proudu na žhavené těleso (sondu). Sonda je připojena na jedno rameno měřicího můstku a žhavana elektrickým proudem na konstantní teplotu. Proudící vzduch má tendenci sondu ochlazovat. Pomocí servozesilovače se odpor na sondě udržuje konstantní a tím zůstává konstantní i její teplota (30). Podle změn napětí na měřicím můstku se automaticky vyhodnocuje rychlost proudění.

Pro měření byla použita dvojice sond (55P13) s vzorkovací frekvencí 5 kHz. Samotnému experimentu předcházela kalibrace měřicího zařízení. Zařízení bylo kalibrováno pro rozsah rychlostí 0,02 – 30 m/s, což se ukázalo jako dostačující rozsah. Vzhledem k tomu, že každá sonda dokáže zaznamenat tisíce hodnot každou sekundu, musela se naměřená data před zpracováním zredukovat. Použita byla také teplotní sonda, která zaznamenávala teplotu proudícího vzduchu.



Obr. 4.7 Schéma CTA zařízení (převzato z: (30), upraveno)

Měření probíhalo na obou válcích jednotky UZ50-slave a měřeny byly celkem čtyři varianty zapojení. Bylo provedeno opakované měření pro čistou cestu s odpojeným ventilem (tj. bez uzavírání ventilu), čistou cestu s připojeným a aktivovaným ventilem (tj. s uzavíráním ventilu), aerosolovou cestu s odpojeným ventilem a pro aerosolovou cestu s připojeným a aktivovaným ventilem. Pro každou variantu bylo měření realizováno třikrát.

Sondy byly umístěny do skleněných trubic skrze otvory ve stěně trubic (obr 4.8). Tyto trubice byly připojeny na hadičky, vedoucí vzduch z požadovaného válce. První sonda byla umístěna do vedení mezi válec a zařízení pro přepínání ventilu. Druhá sonda byla umístěna tak, aby měřila rychlost proudění na výstupu ze zmiňovaného zařízení. Při měření bez uzavírání ventilu se vedení za první sondou rozpojilo, takže vzduch do zařízení pro přepínání ventilu vůbec nevstupoval a měřilo se pouze jednou sondou.



Obr. 4.8 Sonda vložená do skleněné trubice



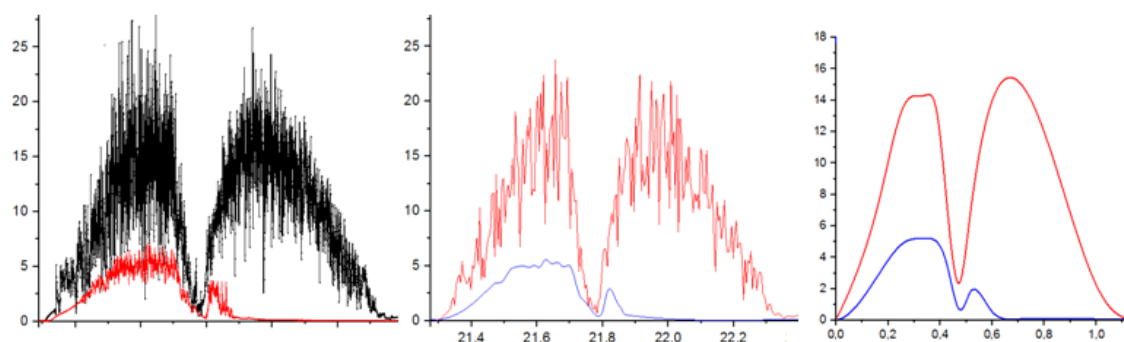
Obr. 4.9 Umístění sond při měření rychlosti proudění u čisté cesty s uzavíráním ventilu. Legenda: 1 – válec čisté cesty, 2 – zařízení pro uzavírání a otevírání ventilu, 3 - sonda 1 pro měření výstupní rychlosti proudění vzduchu z válce, 4 – sonda 2 pro měření výstupní rychlosti proudění vzduchu za ventilem

Celkem bylo provedeno 12 měření (4 varianty zapojení po 3 měřeních) a jednotlivá měření trvala necelých 30 sekund. Z každého měření byly vybrány tři zaznamenané cykly, takže pro každou variantu zapojení bylo získáno devět průběhů. Při měření aerosolové cesty bez uzavírání ventilu byl při jednom z měření zaznamenán pouze jeden cyklus, takže pro tuto variantu bylo získáno 7 průběhů.

Zpracování dat bylo realizováno za pomoci programu OriginPro 2017. Data z 9 průběhů pro každou variantu byla izolována a vykreslena do grafů, které zobrazovaly závislost rychlosti proudění na čase. V počáteční a koncové fázi každého zaznamenaného průběhu byla křivka v grafu spojitá bez patrných zákrmitů. Se zvyšující se rychlostí proudění se ovšem změnil charakter proudění z laminárního na turbulentní, což se v grafu projevilo výraznou fluktuací (obr. 4.10). Pro vzájemné srovnávání naměřených hodnot musely být křivky v grafech vyhlazeny. Za tímto účelem byla využita interpolace kubickým B-splajnem a počet bodů cyklu byl současně zredukován na 300.

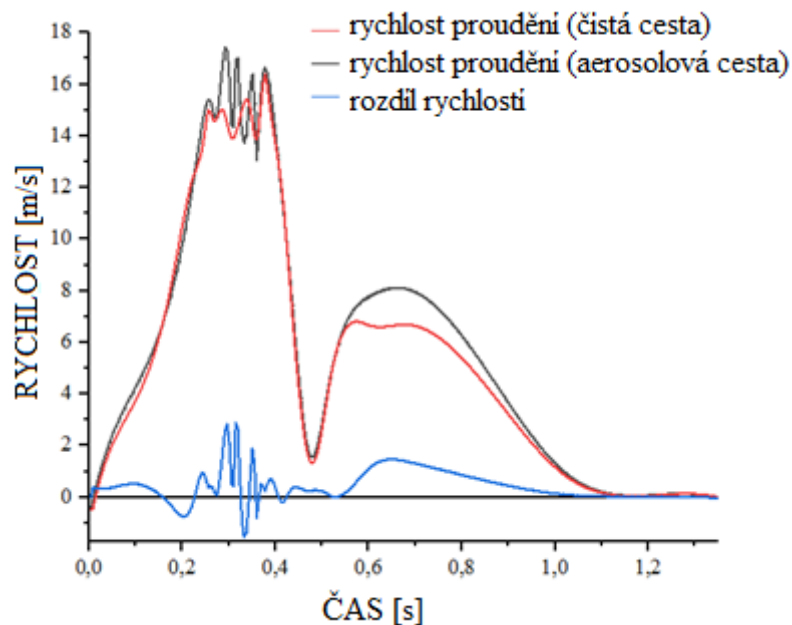
Průběhy naměřené pro jednotlivé varianty byly následně zprůměrovány. Pro každou variantu měření tak vznikl jeden zprůměrovaný cyklus z devíti naměřených cyklů. Před vytvořením průměru bylo nutné hodnoty synchronizovat tak, aby všechny průměrované cykly měly společný začátek i konec (tzn. aby se jejich grafy navzájem pře-

krývaly). Výsledné průměrné hodnoty byly nakonec znovu interpolovány pro vyhlazení grafu.



Obr. 4.10 Postupná úprava naměřených hodnot v programu OriginPro (grafické vykreslení závislosti rychlosti proudění na čase). Původní naměřená data (vlevo), data po redukci a interpolaci (uprostřed), data po zprůměrování příslušných měření a sekundární interpolaci (vpravo).

Hodnoty, které byly získány při měření s odpojeným ventilem, ve skutečnosti ukazují rychlost proudění na výstupu z válce simulátoru. Předpokládalo se, že rychlosti vzduchu proudícího z válce pro čistou cestu a z válce pro aerosolovou cestu budou stejné. I přesto měření ukázalo několik odlišností. Rychlost proudění se lišila zejména při nasávání vzduchu do válce. Během simulovaného výdechu byla amplituda rychlosti proudícího vzduchu do válce pro čistou cestu asi o šestinu nižší, než amplituda rychlosti



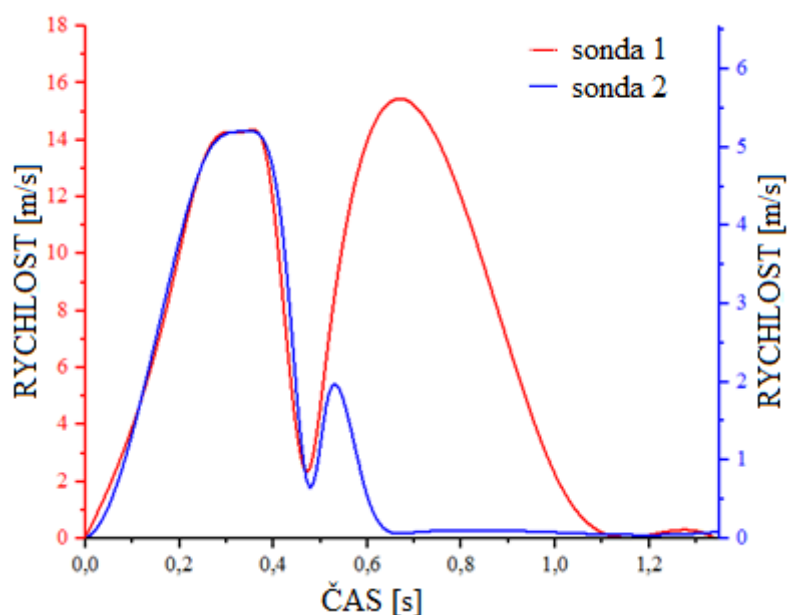
Obr. 4.11 Srovnání výsledných průměrných rychlostí proudění vzduchu pro čistou a aerosolovou cestu.

vzduchu proudícího do druhého válce. Stejná odchylka byla patrná už na původních (neupravených) hodnotách, respektive na původních grafech, takže odchylka nevznikla při úpravě dat. Při nádechu se průběhy rychlostí příliš nelišily. Výjimkou byl samotný vrchol nádechové křivky, který se ani dvojitou interpolací nepodařilo vyhladit. Další redukce bodů nebo výraznější vyhlazování totiž vedlo ke ztrátě charakteru pů-

vodní křivky. Dokonalé vyhlazení křivky ovšem nebylo pro zhodnocení naměřených hodnot nezbytné. Jelikož měření proběhlo jen na jedné jednotce simulátoru plic, zůstává otázkou, zda by rozdíly mezi čistou a aerosolovou cestou byly naměřeny i na zbývajících čtyřech jednotkách.

Po připojení a aktivaci ventilu by v ideálním případě nemělo dojít ke změně proudění a po uzavření ventilu by proudění na výstupu mělo být nulové. Při experimentálním měření byl ventil otevřený při simulaci nádechu a před výdechem mělo dojít k jeho uzavření.

Amplitudy průtokových rychlostí zaznamenaných sondou 1 (oblast před ventilem) a sondou 2 (oblast za ventilem) se při měření s přepínáním ventilu výrazně lišily (obr. 4.10). Při měření totiž nebyly sondy umístěny přesně do středu trubice, což zaznamenaná data ovlivnilo. Po grafické úpravě, při které byly amplitudy sjednoceny, se ovšem ukázalo, že zaznamenané průběhy (respektive křivky rychlostí proudění při simulovaném nádechu) byly prakticky stejné. Připojení a aktivování ventilu by proto na průtok vzduchu nemělo mít výrazný vliv (obr. 4.12). Při simulaci výdechu se ventil uzavíral, takže proud vzduchu zaznamenaný sondou 2 byl podle předpokladu nulový. Stejně jako při měření bez přepínání ventilu se objevily rozdíly mezi čistou a aerosolovou cestou. I v tomto případě byly rychlosti proudění při nasávání vzduchu do válce vyšší u aerosolové cesty (viz příloha B).



Obr. 4.12 Srovnání výsledných průměrných rychlostí proudění vzduchu zaznamenaných sondou 1 a sondou 2 (válec aerosolové cesty).

Co ovšem měření také ukázalo, byl krátký, ale výrazný nárůst rychlosti proudění vzduchu zaznamenaný na výstupu ze zařízení pro uzavírání ventilů (obr. 4.12). Nárůst rychlosti byl zaznamenaný u všech měřených průběhů, vždy bezprostředně po přechodu mezi simulovaným nádechem a výdechem. Rychlost proudění na výstupu z přepínacího zařízení ventilu by po uzavření ventilu ovšem měla být nulová. Vzhledem k tomu, že až na zmiňovanou výchylku rychlost skutečně nulová byla,

tak k uzavření ventilu muselo dojít. Výchylka tak mohla být způsobena prodlevou při uzavírání ventilu. Pro potvrzení nerovnoměrnosti proudění mezi aerosolovou a čistou cestou nebo pro jednoznačné určení příčin vychýlení rychlosti proudění při uzavírání ventilu by bylo nutné podrobit simulátor důkladnějšímu měření. Experimentální měření ovšem potvrdilo, že přepínání ventilu nemá na proudění výrazný vliv a že po jeho uzavření je průtok skutečně nulový.

5. ZÁVĚR

Cílem práce bylo vytvoření realistických průběhů dýchání na základě shromážděných dat a poznatků. Vytvořeno bylo celkem 5 různých průběhů, z nichž jeden představuje klidové dýchání a zbylé čtyři srovnávají hluboký nádech zdravých plic a plic s různým onemocněním. Při zpracovávání dat pro simulátor plic byl kladen důraz na to, aby simulované dechové průběhy věrohodně napodobovaly skutečné dýchání.

Při analyzování dechových cyklů a rozdělení vzduchu v plicích se ovšem znatelně projevila individualita každého člověka. Výrazné rozdíly v objemech vdechovaného vzduchu, v anatomii plic a ve způsobu dýchání téměř znemožňují vytvořit dechový průběh, který by bylo možné označit jako ideální. Zejména u plicních nemocí se vliv na rozdělení vzduchu do plicních laloků a na způsob dýchání určuje velmi obtížně. Míra a způsob poškození plic totiž závisí nejen na typu, ale především na stádiu nemoci. Ačkoliv bylo vytvořeno pět různých dechových průběhů na základě několika studií s reálnými pacienty, výsledné průběhy jsou charakteristické pro skupinu vyšetřovaných lidí, nikoliv pro pacienty s daným onemocněním nebo pro zdravé lidi obecně.

Nasimulované průběhy mohou i přesto najít využití například při pozorování usazování částic v modelu plic. Jak již bylo uvedeno v podkapitole zabývající se astmatem, při inhalaci léčivých látek se totiž nemusí látky dostat do požadovaných částí plic. V takovém případě je využití inhalátoru neefektivní, což může model plic v propojení se simulátorem dýchání odhalit.

Experimentální ověření funkčnosti simulátoru plic odhalilo několik nedokonalostí simulátoru. Jednou z nich byla například odlišná rychlost proudění při simulovaném výdechu mezi čistou a aerosolovou cestou. Jediný rozdíl v měření byl přítom v použitých válcích, které by měly být stejné, a v zapojení hadic vedoucích vzduch. Pozornost si vyžádala také výchylka naměřené rychlosti, kterou zaznamenalo měřicí zařízení po každém uzavření ventilu. Jako vysvětlení se nabízí prodleva při přepínání ventilu. Zaznamenané hodnoty totiž naznačují, že se ventil neuzavře přesně v okamžiku, kdy přechází simulovaný nádech ve výdech. Nejedná se ovšem o žádné závažné problémy, které by znemožňovaly práci se simulátorem plic. Výsledky měření je navíc nutné brát s rezervou, jelikož bylo měření provedeno jen u jedné jednotky simulátoru a to s výchozím nastavením simulátoru.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- (1) GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání*. Praha: Galén, c2005. 890 s. ISBN 8072623117. Oddíl VII, Dýchání, s. 651-701.
- (2) SLAVÍKOVÁ, Jana a Jitka ŠVÍGLEROVÁ. *Fyziologie dýchání*. Praha: Karolinum, 2012. 91 s. ISBN 9788024620657.
- (3) NĚMEC, Miloš. *Měření dechové frekvence*. 2005. Dostupné z: <http://www.milosnemec.cz/dech.pdf>
- (4) KACMAREK, Robert M., James K. STOLLER a Albert J. HEUER. *Egan's fundamentals of respiratory care*. 10. vyd. St. Louis, Mo: Elsevier, 2013. 1444 s. ISBN 978-0-323-08203-7.
- (5) FENN, W., RAHN, H. eds. *Handbook of physiology. Section 3: Respiration*. American Physiological Society, Waverly Press, Baltimore, 1964. 795 s.
- (6) DE BACKER, Wilfried, et al. *Internal Airflow Distribution Is Driven by Lobar Volume, Hyperinflation and Emphysema Score in COPD Patients*. European Respiratory Society Annual Congress, 2014.
- (7) ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2000. 76 s. ISBN 80-01-02152-1.
- (8) JAHANI, Nariman, et al. Assessment of regional ventilation and deformation using 4D-CT imaging for healthy human lungs during tidal breathing. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2015, **119**(10), 1064-1074 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.1152/jappphysiol.00339.2015. ISBN 10.2214/AJR.12.8961. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/lookup/doi/10.1152/jappphysiol.00339.2015>
- (9) SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
- (10) NEMEC, Stefan F., Alexander A. BANKIER a Ronald L. EISENBERG. Upper Lobe–Predominant Diseases of the Lung. *American Journal of Roentgenology* [online]. 2013, **200**(3), 222-237 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.2214/AJR.12.8961 Dostupné z: <http://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/AJR.12.8961>
- (11) POKORNÁ, Milana. *Náhlá srdeční zástava a význam kapnometrie v kardiopulmonální resuscitaci*. Ústav patologické fyziologie 1. LF UK v Praze, 2011. Disertační práce.

- (12) NEMEC, Stefan F., Alexander A. BANKIER a Ronald L. EISENBERG. Lower Lobe — Predominant Diseases of the Lung. *American Journal of Roentgenology* [online]. 2013, **200**(4), 712-728 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.2214/AJR.12.9253. ISSN 0361-803x. Dostupné z <http://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/AJR.12.9253>
- (13) KENYON, Nicholas J. a JARJOUR Nizar N. Severe Asthma. *Clinical Reviews in Allergy & Immunology*. 2003, **25**(2), 131–149. DOI: 10.1385/CRIAI:25:2:131.
- (14) RODRIGUEZ-ROISIN, Roberto. Acute severe asthma: pathophysiology and pathobiology of gas exchange abnormalities. *European Respiratory Journal*, 1997. **10**(6), 1359-1371. ISSN 0903-193.
- (15) POHUNEK, Petr. *Průduškové astma - I. díl* [online]. [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: <http://www.cipa.cz/informace-o-astmatu/pruduskove-astma-1-dil-50>
- (16) JAMNIK, Sergio, Cesar UEHARA a Vilmer Vieira DA SILVA. Location of lung carcinoma in relation to the smoking habit and gender. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*. 2006, **32**(6), 510-514. ISSN 1806-3713 (print) ISSN 1806-3756 (online).
- (17) LEE, Burton W., et al. Association of Cigarette Smoking and Asbestos Exposure with Location and Histology of Lung Cancer. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* [online]. 1998, **157**(3), 748-755 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.1164/ajrccm.157.3.9707025. ISSN 1073-449x. Dostupné z: <http://www.atsjournals.org/doi/full/10.1164/ajrccm.157.3.9707025>
- (18) SHIMIZU, Katsuhiko, et al. Characteristics of Non-Small Cell Lung Cancer Located in the Right Middle Lobe According to a Retrospective Study of Recurrence and Prognosis. *Open Journal of Thoracic Surgery* [online]. 2012, **02**(03), 52-57 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.4236/ojts.2012.23012. ISSN 2164-3059. Dostupné z: <http://www.scirp.org/journal/PaperDownload.aspx?DOI=10.4236/ojts.2012.23012>
- (19) BROWN, Matthew S., et al. Emphysema lung lobe volume reduction: effects on the ipsilateral and contralateral lobes. *European Radiology* [online]. 2012, **22**(7), 1547-1555 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.1007/s00330-012-2393-6. ISSN 0938-7994. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00330-012-2393-6>
- (20) UEDA, K., et al. Assessment of volume reduction effect after lung lobectomy for cancer. *Journal of Surgical Research* [online]. 2015, **197**(1), 176-182 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.1016/j.jss.2015.03.064. ISSN 00224804. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022480415003273>

- (21) PALATKA, Kamil. Funkční vyšetření plic a jeho klinický význam. *Lékařské listy: odborná příloha Zdravotnických novin*. 2006, **55**(13), 22-25.
- (22) RAKHIMOV, Artour. Types of Respiratory patterns with Charts. *Normalbreathing.com* [online]. 2008 [cit. 2017-04-19]. Dostupné z: <http://www.normalbreathing.com/patterns-types.php>
- (23) CHOI, S., et al. Registration-based assessment of regional lung function via volumetric CT images of normal subjects vs. severe asthmatics. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2013, **115**(5), 730-742 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.1152/jappphysiol.00113.2013. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jappphysiol.00113.2013>
- (24) BASTOS, H. N., et al. Influence of emphysema distribution on pulmonary function parameters in COPD patients. *Jornal Brasileiro de Pneumologia* [online]. 2015, **41**(6), 489-495 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.1590/s1806-37562015000000136. ISSN 1806-3713
- (25) BEREND, N., A. J. WOOLCOCK a G. E. MARLIN. Effects of lobectomy on lung function. *Thorax* [online]. 1980, **35**(2), 145-150 [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC471241/pdf/thorax00170-0065.pdf>
- (26) IWANO, S., et al. Lobar analysis of collapsibility indices to assess functional lung volumes in COPD patients. *International Journal of Chronic Obstructive Pulmonary Disease* [online]. 2004, **112**(8), 1347- [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.2147/COPD.S72616. ISSN 1178-2005. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4266257/>
- (27) YUAN, S., et al. Changes in Global Function and Regional Ventilation and Perfusion on SPECT During the Course of Radiotherapy in Patients With Non-Small-Cell Lung Cancer. *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*Physics* [online]. 2012, **82**(4), e631-e638 [cit. 2017-05-03]. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2011.07.044. ISSN 03603016. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3381888/>
- (28) VAN DEUN, W.H.K. *Simulation of airflow in a realistic CTscan derived lung geometry*. Delft University of Technology, 2011. Dostupné z: http://lr.home.tudelft.nl/fileadmin/Faculteit/LR/Organisatie/Afdelingen_en_Leerstoelen/Afdeling_AEWE/Aerodynamics/Contributor_Area/Secretary/Publications/publications/Thesis_Willem_van_Deun.pdf
- (29) CHALUPA, David C., et al. Ultrafine Particle Deposition in Subjects with Asthma. *Environ Health Perspect* [online]. 2004, **112**(8), 879-882 [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1242016/pdf/ehp0112-000879.pdf>
- (30) Measurement principles of CTA. *Dantec Dynamics: Turn Measurements into Knowledge* [online]. Dantec Dynamics, a Nova Instruments Company [cit. 2017-

05-09]. Dostupné z: <https://www.dantecdynamics.com/measurement-principles-of-cta>

Seznam použitých obrázků

- (31) AKRYL, L. Illu conducting passages. *Sestra.org* [Online]. [cit. 2017-04-19]. Dostupné z: http://sestra.org/Soubor:Illu_conducting_passages.svg
- (32) [Bronchopulmonary segments]. *Human Anatomy System* [online]. [cit. 2017-05-09]. Dostupné z: <http://www.anatomylibrary.us/anatomy-lung-lobes/anatomy-lung-lobes-left-lung-lobes-related-keywords-amp-suggestions-left-lung-lobes-2/>
- (33) Lungvolumes Updated. *Wikipedia.org* [online]. [cit. 2017-05-09]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/File:Lungvolumes_Updated.png
- (34) PAVLÁSKOVÁ, Lucie. *Dýchání člověka jako integrované téma ve výuce fyziky a biologie* [online]. Olomouc, 2016. [cit. 2017-05-09]. Dostupné z: <http://theses.cz/id/icex7e/>. Bakalářská práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Přírodovědecká fakulta.
- (35) CHOI, Jiwoong. *Multiscale numerical analysis of airflow in CTbased subject specific breathing human lungs*. University of Iowa, 2011. PhD (Doctor of Philosophy) thesis.
- (36) [Asthma]. *Medline Plus* [online]. [cit. 2017-05-09]. Dostupné z: <https://medlineplus.gov/ency/images/ency/fullsize/19346.jpg>
- (37) [Lung cancer]. *Czech news center* [online]. [cit. 2017-05-09]. Dostupné z: http://img.cncenter.cz/img/12/full/1234228_.jpg
- (38) [Normal Lung vs Emphysemic Lung]. *University of Virginia: Health system* [online]. [cit. 2017-05-09]. Dostupné z: https://uvahealth.com/ebsco_images/2439.jpg
- (39) [Pulmonary Function Test Spirogram]. *Morgan* [online]. [cit. 2017-05-09]. Dostupné z: http://www.morgansci.com/site/assets/files/2083/clip_image008_0000a.jpg
- (40) [Pulmonary function]. *Cleveland Clinic* [online]. [cit. 2017-05-09]. Dostupné z: http://www.clevelandclinicmeded.com/medicalpubs/diseasemanagement/pulmonary/pulmonary-function-testing/images/pulmonary-function-fig7_large.jpg

7. SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

ZKRATKA	VÝZNAM
3D-CT (3DCT)	Trojrozměrná výpočetní tomografie
4D-CT (4DCT)	Čtyřrozměrná výpočetní tomografie
ATP	Adenosintrifosfát
BLVR	Bronchoskopická redukce objemu plic
CT	Výpočetní tomografie
CTA	Constant temperature anemometry
ERV	Exspirační rezervní objem plic
FCT	Festo Configuration Tool
FEV ₁	Vteřinová vitální kapacita plic
FRC	Funkční residuální kapacita plic
FVC	Usilovná vitální kapacita plic
CHOPN	Chronická obstrukční plicní nemoc
IC	Inspirační kapacita plic
IRV	Inspirační rezervní objem plic
LLL	Levý dolní lalok
LUL	Levý horní lalok
LVRS	Chirurgický zákrok ke snížení objemu plic
MD-CT (MDCT)	Výpočetní tomografie s víceřadými detektory
OVP	Obstruktivní ventilační poruchy
PET	Pozitronová emisní tomografie
RLL	Pravý dolní lalok
RML	Pravý střední lalok
RUL	Pravý horní lalok
RV	Residuální objem plic
RVP	Restriktivní ventilační poruchy
SPECT	Jednofotonová emisní výpočetní tomografie
TLC	Celková kapacita plic
TV	Dechový objem plic
VC	Vitální kapacita plic
V _d	Dechový mrtvý prostor

SYMBOL	JEDNOTKA	VÝZNAM
S	[mm ²]	Průřez vnitřní komory válce
V	[ml]	Objem
L	[mm]	Zdvih pístu
ΔV	[ml]	Změna objemu mezi TLC a FRC
d	[mm]	Průměr vnitřní komory válce
t	[s]	Čas

PŘÍLOHA A

1. Klidové dýchání (podíl [%], objem [ml], zdvih [mm])

2. Inspirační dechový manévr: normální plíce (podíl [%], objem [ml], zdvih [mm])

3. Inspirační dechový manévr: emfyzém plic (podíl [%], objem [ml], zdvih [mm])

4. Inspirační dechový manévr: astma (podíl [%], objem [ml], zdvih [mm])

5. Inspirační dechový manévr: odstranění pravého horního laloku (podíl [%], objem [ml], zdvih [mm])

1. čas	LUL			LLL			RLL			RML			RUL		
	podíl	objem	zdvih	podíl	objem	zdvih	podíl	objem	zdvih	podíl	objem	zdvih	podíl	objem	zdvih
0 %	26,60	0,00	0,00	20,00	0,00	0,00	21,20	0,00	0,00	11,40	0,00	0,00	20,80	0,00	0,00
10 %	26,10	22,45	7,20	20,10	17,29	5,55	21,60	18,58	5,96	11,10	9,55	3,06	21,10	18,15	5,82
20 %	25,60	46,34	14,87	20,20	36,56	11,73	22,00	39,82	12,78	10,90	19,73	6,33	21,30	38,55	12,37
30 %	25,40	65,66	21,07	20,40	52,73	16,93	22,50	58,16	18,67	10,70	27,66	8,88	21,00	54,29	17,42
40 %	25,20	82,53	26,49	20,60	67,47	21,65	22,90	75,00	24,07	10,40	34,06	10,93	20,90	68,45	21,97
50 %	25,10	95,25	30,57	20,80	78,94	25,34	23,10	87,66	28,14	10,10	38,33	12,30	20,90	79,32	25,46
60 %	25,00	105,63	33,90	20,80	87,88	28,21	23,30	98,44	31,60	10,00	42,25	13,56	20,90	88,30	28,34
70 %	24,90	113,79	36,52	20,90	95,51	30,66	23,50	107,40	34,47	9,80	44,79	14,37	20,90	95,51	30,66
80 %	24,90	118,03	37,88	20,90	99,07	31,80	23,70	112,34	36,06	9,70	45,98	14,76	20,80	98,59	31,64
90 %	24,80	121,89	39,12	20,90	102,72	32,97	23,90	117,47	37,70	9,70	47,68	15,30	20,70	101,74	32,65
100 %	24,80	124,00	39,80	21,00	105,00	33,70	24,00	120,00	38,52	9,60	48,00	15,41	20,60	103,00	33,06
0 %	24,80	124,00	39,80	21,00	105,00	33,70	24,00	120,00	38,52	9,60	48,00	15,41	20,60	103,00	33,06
10 %	24,90	115,41	37,04	21,00	97,34	31,24	23,80	110,31	35,41	9,80	45,42	14,58	20,50	95,02	30,50
20 %	25,10	107,30	34,44	21,00	89,78	28,81	23,70	101,32	32,52	10,10	43,18	13,86	20,10	85,93	27,58
30 %	25,20	93,87	30,13	20,90	77,85	24,99	23,30	86,79	27,86	10,40	38,74	12,43	20,20	75,25	24,15
40 %	25,40	76,20	24,46	20,90	62,70	20,12	22,70	68,10	21,86	10,60	31,80	10,21	20,40	61,20	19,64
50 %	25,70	56,03	17,98	20,60	44,91	14,41	22,30	48,61	15,60	10,80	23,54	7,56	20,60	44,91	14,41
60 %	25,90	37,68	12,10	20,40	29,68	9,53	21,90	31,86	10,23	11,00	16,01	5,14	20,80	30,26	9,71
70 %	26,10	21,40	6,87	20,20	16,56	5,32	21,70	17,79	5,71	11,20	9,18	2,95	20,80	17,06	5,47
80 %	26,30	11,97	3,84	20,10	9,15	2,94	21,50	9,78	3,14	11,30	5,14	1,65	20,80	9,46	3,04
90 %	26,50	3,58	1,15	20,10	2,71	0,87	21,30	2,88	0,92	11,30	1,53	0,49	20,80	2,81	0,90
100 %	26,60	0,00	0,00	20,00	0,00	0,00	21,20	0,00	0,00	11,40	0,00	0,00	20,80	0,00	0,00

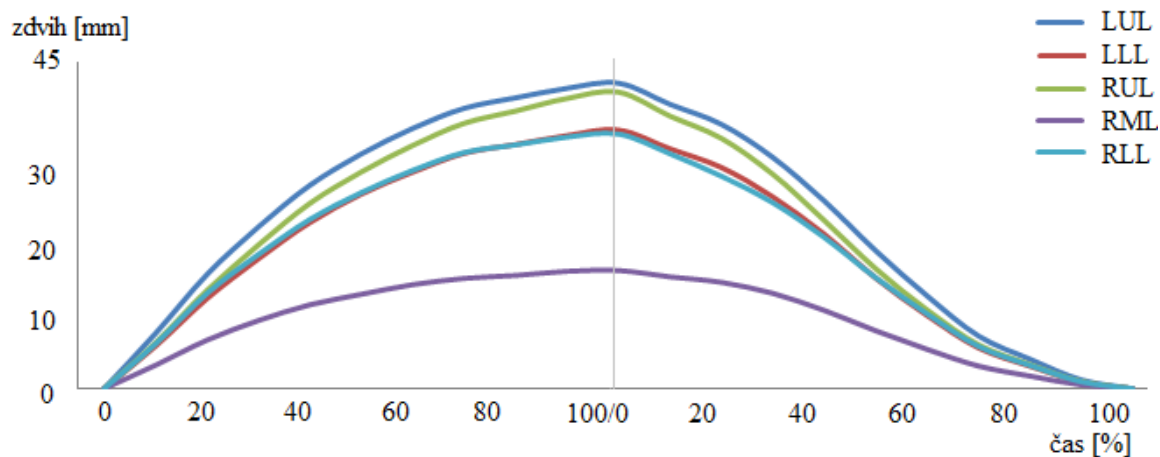
2.	LUL			LLL			RLL			RML			RUL		
	čas	podil	objem	zdvih	podil	objem	zdvih	podil	objem	zdvih	podil	objem	zdvih	podil	objem
0 %	21,7	0,00	0,00	26,6	0,00	0,00	27,7	0,00	0,00	7	0,00	0,00	17	0,00	0,00
10 %	21,7	95,92	3,08	26,6	117,58	3,77	27,7	122,45	3,93	7	30,94	0,99	17	75,15	2,41
20 %	21,7	201,88	6,48	26,6	247,47	7,94	27,7	257,70	8,27	7	65,12	2,09	17	158,16	5,07
30 %	21,7	288,33	9,25	26,6	353,43	11,34	27,7	368,05	11,81	7	93,01	2,98	17	225,88	7,25
40 %	21,7	365,29	11,72	26,6	447,77	14,36	27,7	466,29	14,96	7	117,83	3,78	17	286,17	9,18
50 %	21,7	423,29	13,58	26,6	518,87	16,65	27,7	540,32	17,33	7	136,54	4,38	17	331,61	10,64
60 %	21,7	471,25	15,12	26,6	577,66	18,53	27,7	601,55	19,30	7	152,02	4,88	17	369,18	11,84
70 %	21,7	509,73	16,35	26,6	624,83	20,04	27,7	650,67	20,87	7	164,43	5,27	17	399,33	12,81
80 %	21,7	528,69	16,96	26,6	648,07	20,79	27,7	674,87	21,65	7	170,55	5,47	17	414,18	13,29
90 %	21,7	548,21	17,59	26,6	672,00	21,56	27,7	699,79	22,45	7	176,84	5,67	17	429,47	13,78
100 %	21,7	557,69	17,89	26,6	683,62	21,93	27,7	711,89	22,84	7	179,90	5,77	17	436,90	14,02
0 %	21,7	557,69	17,89	26,6	683,62	21,93	27,7	711,89	22,84	7	179,90	5,77	17	436,90	14,02
10 %	21,7	516,98	16,58	26,6	633,72	20,33	27,7	659,92	21,17	7	166,77	5,35	17	405,01	12,99
20 %	21,7	476,82	15,30	26,6	584,50	18,75	27,7	608,67	19,53	7	153,81	4,93	17	373,55	11,98
30 %	21,7	415,48	13,33	26,6	509,30	16,34	27,7	530,36	17,01	7	134,03	4,30	17	325,49	10,44
40 %	21,7	334,61	10,73	26,6	410,17	13,16	27,7	427,13	13,70	7	107,94	3,46	17	262,14	8,41
50 %	21,7	225,40	7,23	26,6	298,06	9,56	27,7	310,38	9,96	7	78,44	2,52	17	190,49	6,11
60 %	21,7	162,29	5,21	26,6	198,93	6,38	27,7	207,16	6,65	7	52,35	1,68	17	127,14	4,08
70 %	21,7	91,46	2,93	26,6	112,11	3,60	27,7	116,75	3,75	7	29,50	0,95	17	71,65	2,30
80 %	21,7	50,75	1,63	26,6	62,21	2,00	27,7	64,78	2,08	7	16,37	0,53	17	39,76	1,28
90 %	21,7	15,06	0,48	26,6	18,46	0,59	27,7	19,22	0,62	7	4,86	0,16	17	11,80	0,38
100 %	21,7	0,00	0,00	26,6	0,00	0,00	27,7	0,00	0,00	7	0,00	0,00	17	0,00	0,00

3.	LUL			LLL			RLL			RML			RUL		
	čas	podíl	objem	zdvih	podíl	objem	zdvih	podíl	objem	zdvih	podíl	objem	zdvih	podíl	objem
0 %	21,9	0,00	0,00	24,7	0,00	0,00	28,7	0,00	0,00	5,6	0,00	0,00	19,1	0,00	0,00
10 %	21,9	67,05	2,15	24,7	75,62	2,43	28,7	87,87	2,82	5,6	17,14	0,55	19,1	58,48	1,88
20 %	21,9	141,11	4,53	24,7	159,16	5,11	28,7	184,93	5,93	5,6	36,08	1,16	19,1	123,07	3,95
30 %	21,9	201,54	6,47	24,7	227,30	7,29	28,7	264,11	8,47	5,6	51,53	1,65	19,1	175,77	5,64
40 %	21,9	255,33	8,19	24,7	287,98	9,24	28,7	334,61	10,73	5,6	65,29	2,09	19,1	222,69	7,14
50 %	21,9	295,87	9,49	24,7	333,70	10,71	28,7	387,74	12,44	5,6	75,66	2,43	19,1	258,04	8,28
60 %	21,9	329,40	10,57	24,7	371,51	11,92	28,7	431,68	13,85	5,6	84,23	2,70	19,1	287,28	9,22
70 %	21,9	356,30	11,43	24,7	401,85	12,89	28,7	466,93	14,98	5,6	91,11	2,92	19,1	310,74	9,97
80 %	21,9	369,55	11,85	24,7	416,80	13,37	28,7	484,30	15,54	5,6	94,50	3,03	19,1	322,30	10,34
90 %	21,9	383,19	12,29	24,7	432,19	13,86	28,7	502,18	16,11	5,6	97,99	3,14	19,1	334,20	10,72
100 %	21,9	389,82	12,51	24,7	439,66	14,10	28,7	510,86	16,39	5,6	99,68	3,20	19,1	339,98	10,91
0 %	21,9	389,82	12,51	24,7	439,66	14,10	28,7	510,86	16,39	5,6	99,68	3,20	19,1	339,98	10,91
10 %	21,9	361,36	11,59	24,7	407,56	13,07	28,7	473,57	15,19	5,6	92,40	2,96	19,1	315,16	10,11
20 %	21,9	333,30	10,69	24,7	375,91	12,06	28,7	436,79	14,01	5,6	85,23	2,73	19,1	290,68	9,32
30 %	21,9	290,42	9,32	24,7	327,55	10,51	28,7	380,59	12,21	5,6	74,26	2,38	19,1	253,29	8,13
40 %	21,9	233,89	7,50	24,7	263,80	8,46	28,7	306,52	9,83	5,6	59,81	1,92	19,1	203,99	6,54
50 %	21,9	157,55	5,05	24,7	191,69	6,15	28,7	222,73	7,15	5,6	43,46	1,39	19,1	148,23	4,76
60 %	21,9	113,44	3,64	24,7	127,94	4,10	28,7	148,66	4,77	5,6	29,01	0,93	19,1	98,93	3,17
70 %	21,9	63,93	2,05	24,7	72,10	2,31	28,7	83,78	2,69	5,6	16,35	0,52	19,1	55,76	1,79
80 %	21,9	35,47	1,14	24,7	40,01	1,28	28,7	46,49	1,49	5,6	9,07	0,29	19,1	30,94	0,99
90 %	21,9	10,53	0,34	24,7	11,87	0,38	28,7	13,79	0,44	5,6	2,69	0,09	19,1	9,18	0,29
100 %	21,9	0,00	0,00	24,7	0,00	0,00	28,7	0,00	0,00	5,6	0,00	0,00	19,1	0,00	0,00

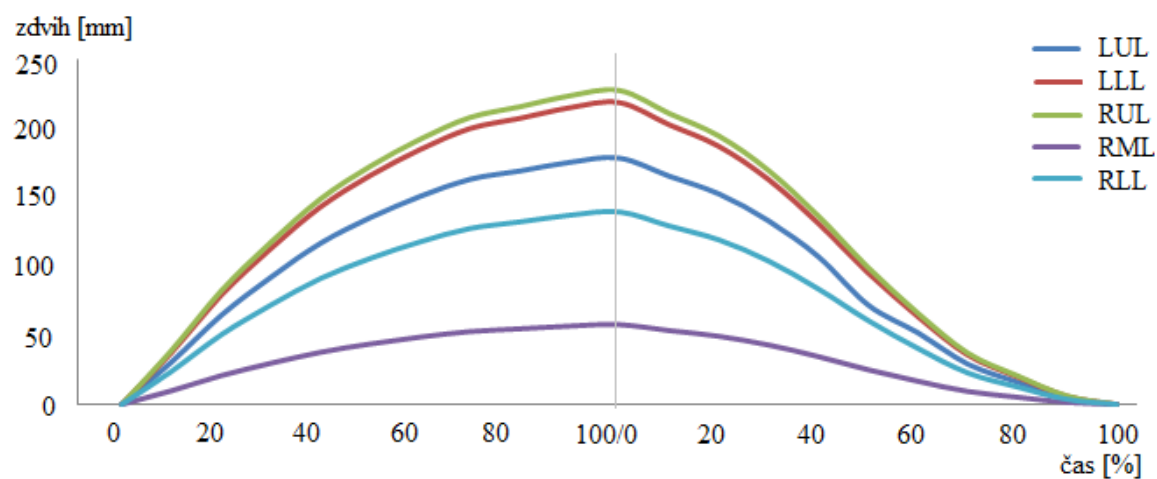
4.	LUL			LLL			RLL			RML			RUL		
	čas	podíl	objem	zdvih	podíl	objem	zdvih	podíl	objem	zdvih	podíl	objem	zdvih	podíl	objem
0 %	23	0,00	0,00	24,6	0,00	0,00	25,2	0,00	0,00	7	0,00	0,00	20,2	0,00	0,00
10 %	23	91,78	2,94	24,6	98,16	3,15	25,2	100,56	3,23	7	27,93	0,90	20,2	80,61	2,59
20 %	23	193,16	6,20	24,6	206,60	6,63	25,2	211,64	6,79	7	58,79	1,89	20,2	169,65	5,44
30 %	23	275,87	8,85	24,6	295,06	9,47	25,2	302,26	9,70	7	83,96	2,69	20,2	242,29	7,77
40 %	23	349,51	11,21	24,6	373,82	11,99	25,2	382,94	12,28	7	106,37	3,41	20,2	306,96	9,85
50 %	23	405,00	12,99	24,6	433,18	13,90	25,2	443,74	14,24	7	123,26	3,95	20,2	355,70	11,41
60 %	23	450,89	14,46	24,6	482,26	15,47	25,2	494,02	15,85	7	137,23	4,40	20,2	396,00	12,70
70 %	23	487,71	15,65	24,6	521,64	16,73	25,2	534,36	17,14	7	148,43	4,76	20,2	428,34	13,74
80 %	23	505,85	16,23	24,6	541,04	17,36	25,2	554,24	17,78	7	153,96	4,94	20,2	444,27	14,25
90 %	23	524,53	16,83	24,6	561,02	18,00	25,2	574,70	18,44	7	159,64	5,12	20,2	460,67	14,78
100 %	23	533,60	17,12	24,6	570,72	18,31	25,2	584,64	18,76	7	162,40	5,21	20,2	468,64	15,03
0 %	23	533,60	17,12	24,6	570,72	18,31	25,2	584,64	18,76	7	162,40	5,21	20,2	468,64	15,03
10 %	23	494,65	15,87	24,6	529,06	16,97	25,2	541,96	17,39	7	150,54	4,83	20,2	434,43	13,94
20 %	23	456,23	14,64	24,6	487,97	15,65	25,2	499,87	16,04	7	138,85	4,45	20,2	400,69	12,85
30 %	23	397,53	12,75	24,6	425,19	13,64	25,2	435,56	13,97	7	120,99	3,88	20,2	349,14	11,20
40 %	23	320,16	10,27	24,6	342,43	10,99	25,2	350,78	11,25	7	97,44	3,13	20,2	281,18	9,02
50 %	23	215,67	6,92	24,6	248,83	7,98	25,2	254,90	8,18	7	70,81	2,27	20,2	204,33	6,55
60 %	23	155,28	4,98	24,6	166,08	5,33	25,2	170,13	5,46	7	47,26	1,52	20,2	136,37	4,37
70 %	23	87,51	2,81	24,6	93,60	3,00	25,2	95,88	3,08	7	26,63	0,85	20,2	76,86	2,47
80 %	23	48,56	1,56	24,6	51,94	1,67	25,2	53,20	1,71	7	14,78	0,47	20,2	42,65	1,37
90 %	23	14,41	0,46	24,6	15,41	0,49	25,2	15,79	0,51	7	4,38	0,14	20,2	12,65	0,41
100 %	23	0,00	0,00	24,6	0,00	0,00	25,2	0,00	0,00	7	0,00	0,00	20,2	0,00	0,00

5.	LUL			LLL			RLL			RML			RUL		
	čas	podíl	objem	zdvih	podíl	objem	zdvih	podíl	objem	zdvih	podíl	objem	zdvih	podíl	objem
0 %	29,66	0,00	0,00	30,12	0,00	0,00	31,93	0,00	0,00	7,05	0,00	0,00			
10 %	29,66	118,36	3,80	30,12	120,19	3,86	31,93	127,41	4,09	7,05	28,13	0,90			
20 %	29,66	249,10	7,99	30,12	252,96	8,11	31,93	268,16	8,60	7,05	59,21	1,90			
30 %	29,66	355,75	11,41	30,12	361,27	11,59	31,93	382,98	12,29	7,05	84,56	2,71			
40 %	29,66	450,71	14,46	30,12	457,70	14,68	31,93	485,21	15,57	7,05	107,13	3,44			
50 %	29,66	522,28	16,75	30,12	530,38	17,01	31,93	562,25	18,04	7,05	124,14	3,98			
60 %	29,66	581,45	18,65	30,12	590,47	18,94	31,93	625,96	20,08	7,05	138,21	4,43			
70 %	29,66	628,93	20,18	30,12	638,69	20,49	31,93	677,07	21,72	7,05	149,49	4,80			
80 %	29,66	652,33	20,93	30,12	662,45	21,25	31,93	702,26	22,53	7,05	155,05	4,97			
90 %	29,66	676,41	21,70	30,12	686,90	22,04	31,93	728,18	23,36	7,05	160,78	5,16			
100 %	29,66	688,11	22,07	30,12	698,78	22,42	31,93	740,78	23,76	7,05	163,56	5,25			
0 %	29,66	688,11	22,07	30,12	698,78	22,42	31,93	740,78	23,76	7,05	163,56	5,25			
10 %	29,66	637,88	20,46	30,12	647,77	20,78	31,93	686,70	22,03	7,05	151,62	4,86			
20 %	29,66	588,34	18,87	30,12	597,46	19,17	31,93	633,36	20,32	7,05	139,84	4,49			
30 %	29,66	512,64	16,45	30,12	520,59	16,70	31,93	551,88	17,70	7,05	121,85	3,91			
40 %	29,66	412,87	13,24	30,12	419,27	13,45	31,93	444,47	14,26	7,05	98,14	3,15			
50 %	29,66	278,12	8,92	30,12	304,67	9,77	31,93	322,98	10,36	7,05	71,31	2,29			
60 %	29,66	200,24	6,42	30,12	203,35	6,52	31,93	215,57	6,92	7,05	47,60	1,53			
70 %	29,66	112,85	3,62	30,12	114,60	3,68	31,93	121,49	3,90	7,05	26,82	0,86			
80 %	29,66	62,62	2,01	30,12	63,59	2,04	31,93	67,41	2,16	7,05	14,88	0,48			
90 %	29,66	18,58	0,60	30,12	18,87	0,61	31,93	20,00	0,64	7,05	4,42	0,14			
100 %	29,66	0,00	0,00	30,12	0,00	0,00	31,93	0,00	0,00	7,05	0,00	0,00			

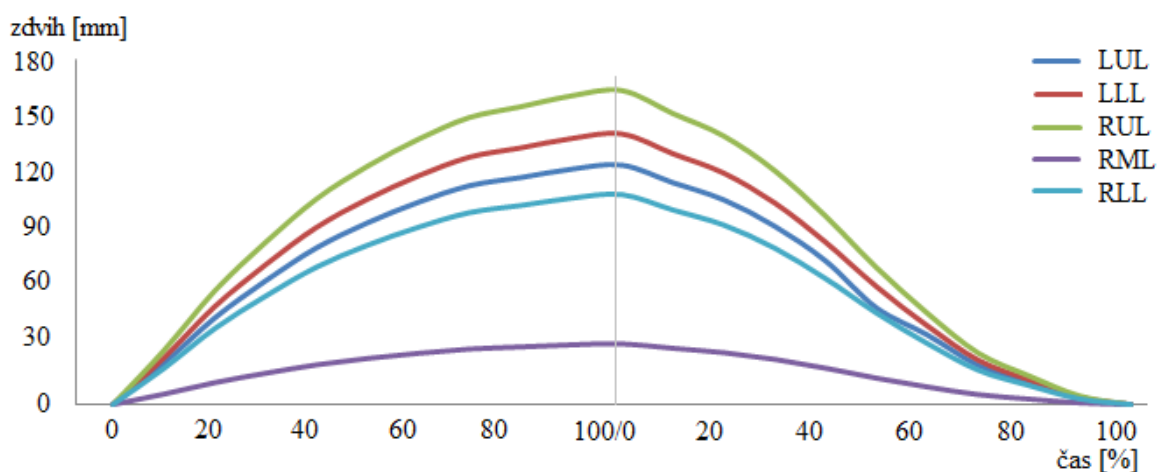
1. Klidové dýchání



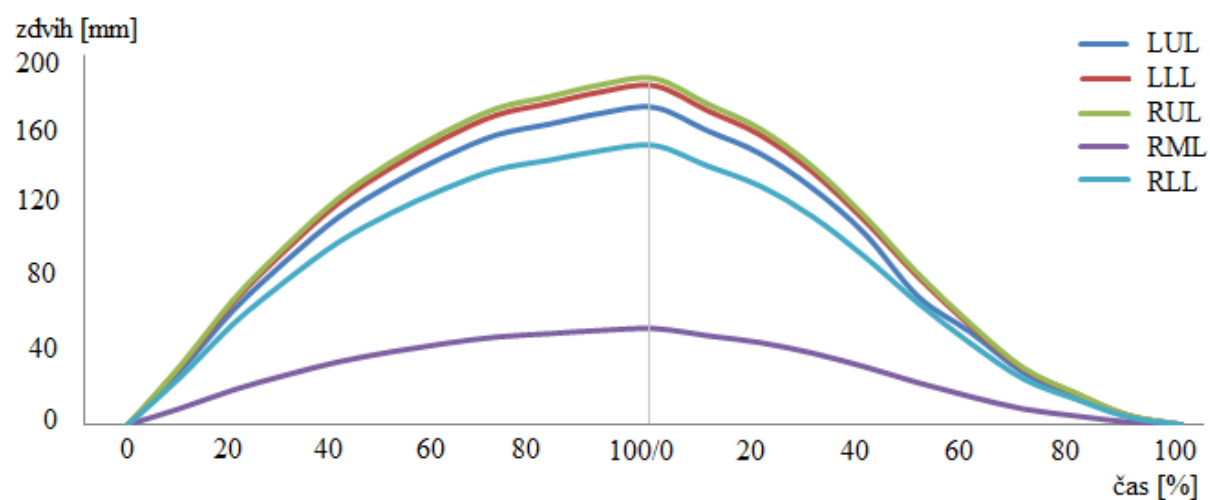
2. Inspirační dechový manévr: normální plíce



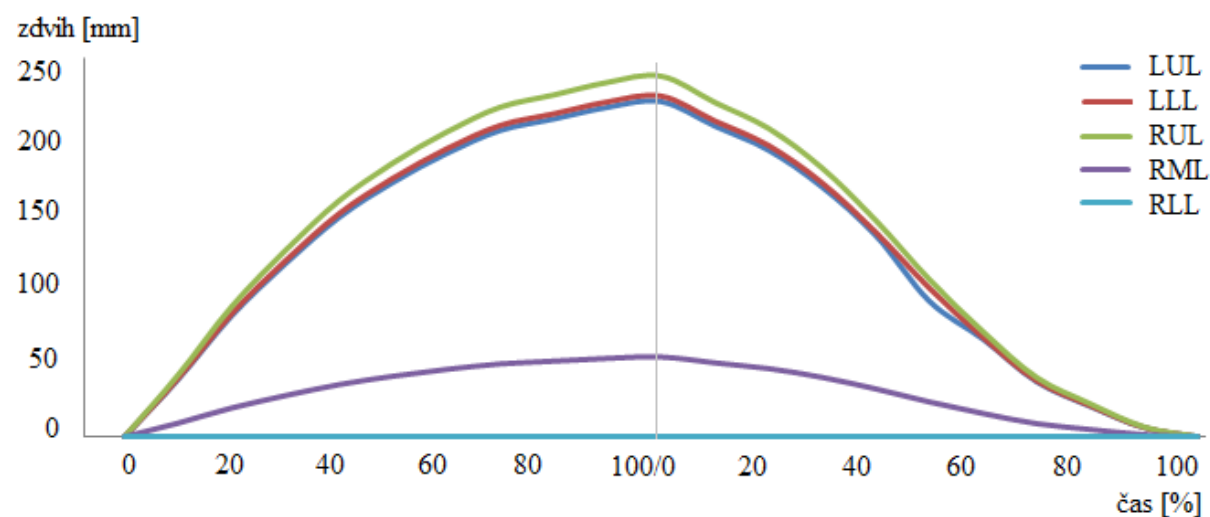
3. Inspirační dechový manévr: emfyzém plic



4. Inspirační dechový manévr: astma



5. Inspirační dechový manévr: odstranění pravého horního laloku



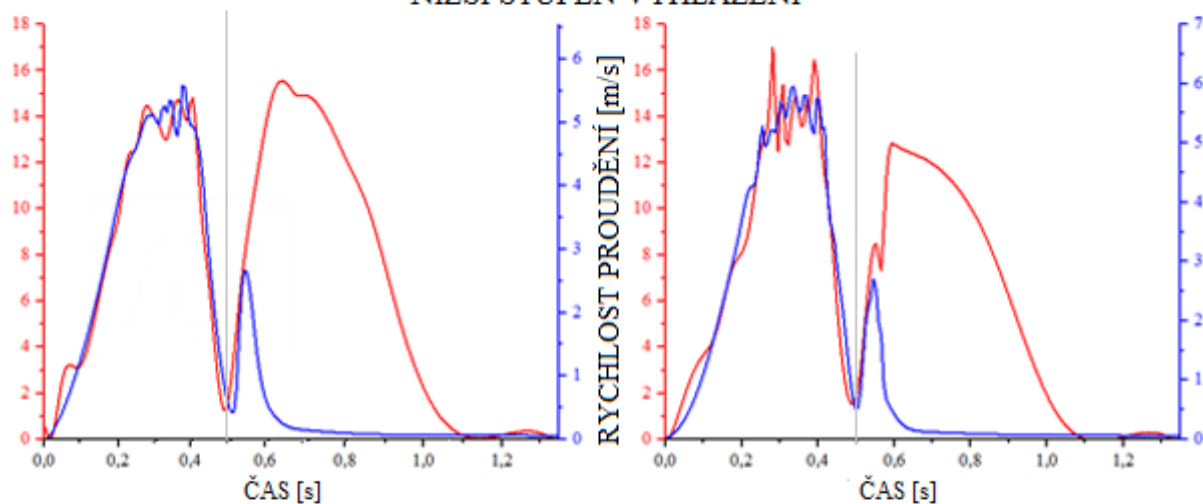
PŘÍLOHA B

Rychlost proudění zaznamenaná sondami při měření s uzavíráním ventilu. Sonda 1 (červená křivka) byla umístěna před ventilem a sonda 2 (modrá křivka) za ventilem.

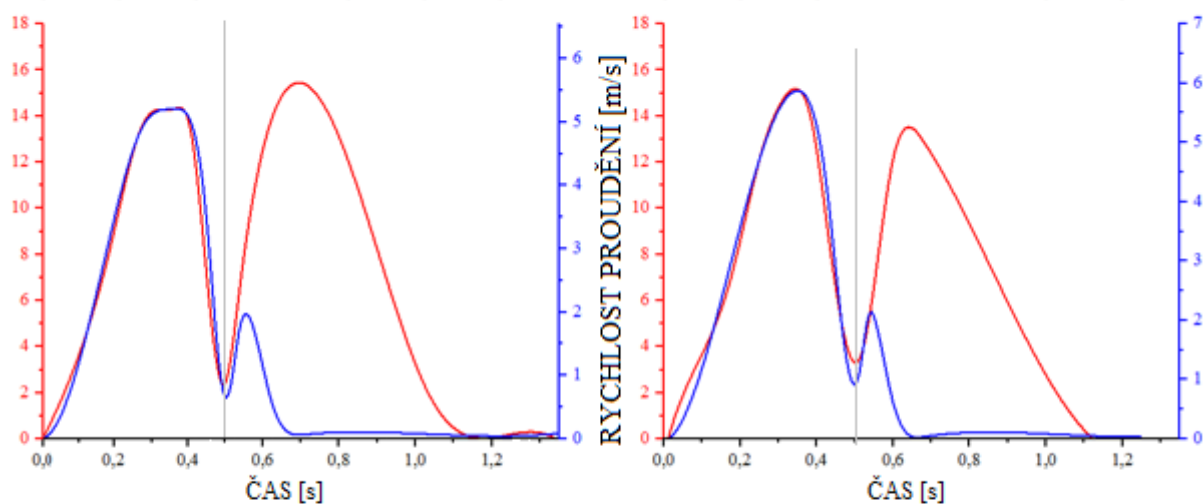
VÁLEC AEROSOLOVÉ CESTY

VÁLEC ČISTÉ CESTY

NÍŽŠÍ STUPEŇ VYHLAZENÍ



VYSOKÝ STUPEŇ VYHLAZENÍ



SIMULOVANÝ PRŮBĚH

